Avaliação da resistência a tração, em diferentes períodos de cicatrização, de mini parafusos utilizados como ancoragem temporária em ortodontia

Vilmar Antônio Ferrazzo
Camillo Morea
Adriano Bonfim Carregaro
Mariana Marquezan
Paula Guerino
Gladys Cristina Dominguez

Ano 2023

Avaliação da resistência a tração, em diferentes períodos de cicatrização, de mini parafusos utilizados como ancoragem temporária em ortodontia

Vilmar Antônio Ferrazzo
Camillo Morea
Adriano Bonfim Carregaro
Mariana Marquezan
Paula Guerino
Gladys Cristina Dominguez

Ano 2023

Editora chefe
Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira
Editora executiva
Natalia Oliveira
Assistente editorial
Flávia Roberta Barão
Bibliotecária
Janaina Ramos
Projeto gráfico
Camila Alves de Cremo
Luiza Alves Batista
Nataly Evilin Gayde
Imagens da capa
iStock
Edição de arte
Luiza Alves Batista

Todos os manuscritos foram previamente submetidos à avaliação cega pelos pares, membros do Conselho Editorial desta Editora, tendo sido aprovados para a publicação com base em critérios de neutralidade e imparcialidade acadêmica.

A Atena Editora é comprometida em garantir a integridade editorial em todas as etapas do processo de publicação, evitando plágio, dados ou resultados fraudulentos e impedindo que interesses financeiros comprometam os padrões éticos da publicação. Situações suspeitas de má conduta científica serão investigadas sob o mais alto padrão de rigor acadêmico e ético.

CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE

Avaliação da resistência a tração, em diferentes períodos de cicatrização, de mini parafusos utilizados como ancoragem temporária em ortodontia

Diagramação: Natália Sandrini de Azevedo
Correção: Yaiddy Paola Martinez
Indexação: Amanda Kelly da Costa Veiga
Revisão: Os autores
Autores: Vilmar Antônio Ferrazzo
Camillo Morea
Adriano Bonfim Carregaro
Mariana Marquezan
Paula Guerino
Gladys Cristina Dominguez

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

A945 Avaliação da resistência a tração, em diferentes períodos de cicatrização, de mini parafusos utilizados como ancoragem temporária em ortodontia / Vilmar Antônio Ferrazzo, Camillo Morea, Adriano Bonfim Carregaro, et al. - Ponta Grossa – PR: Atena, 2023.

Outros autores
Mariana Marquezan
Paula Guerino
Gladys Cristina Dominguez

Formato: PDF
Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader
Modo de acesso: World Wide Web
Inclui bibliografia
ISBN 978-65-258-1284-7
DOI: https://doi.org/10.22533/at.ed.847231705

1. Ortodontia. I. Ferrazzo, Vilmar Antônio. II. Morea, Camillo. III. Carregaro, Adriano Bonfim. IV. Título.

CDD 617.643

Elaborado por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166

Atena Editora
Ponta Grossa – Paraná – Brasil
Telefone: +55 (42) 3323-5493
www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br

DECLARAÇÃO DOS AUTORES

Os autores desta obra: 1. Atestam não possuir qualquer interesse comercial que constitua um conflito de interesses em relação ao conteúdo publicado; 2. Declaram que participaram ativamente da construção dos respectivos manuscritos, preferencialmente na: a) Concepção do estudo, e/ou aquisição de dados, e/ou análise e interpretação de dados; b) Elaboração do artigo ou revisão com vistas a tornar o material intelectualmente relevante; c) Aprovação final do manuscrito para submissão.; 3. Certificam que o texto publicado está completamente isento de dados e/ou resultados fraudulentos; 4. Confirmam a citação e a referência correta de todos os dados e de interpretações de dados de outras pesquisas; 5. Reconhecem terem informado todas as fontes de financiamento recebidas para a consecução da pesquisa; 6. Autorizam a edição da obra, que incluem os registros de ficha catalográfica, ISBN, DOI e demais indexadores, projeto visual e criação de capa, diagramação de miolo, assim como lançamento e divulgação da mesma conforme critérios da Atena Editora.

DECLARAÇÃO DA EDITORA

SUMÁRIO

SUMÁRIO

RESUMO

Com o objetivo de avaliar a influência do processo de cicatrização óssea sobre o desempenho biomecânico de mini-parafusos utilizados como ancoragem em ortodontia, foram inseridos 60 mini-parafusos (1,6 x 6mm) auto-rosqueantes (Tomas® – Dentaurum / Germany) na maxila e na mandíbula de 5 cães adultos da Raça Beagle. Os pré-molares (P1, P2, P3, P4) superiores e inferiores foram extraídos três meses antes da inserção vertical dos mini-parafusos. Os cães foram sacrificados nos dias 0, 2, 7, 15 e 30 após a instalação dos mini-parafusos. Os maxilares foram dissecados e os corpos de provas contendo os mini-parafusos foram preparados para avaliação da resistência à tração na Máquina de Ensaios Universal EMIC® 2000, utilizando uma garra desenvolvida especificamente para este estudo. Os valores e gráficos correspondentes ao desempenho mecânico foram imediatamente gerados e registrados pelo programa de aquisição Tesc 3.01®. As possíveis diferenças entre os períodos de cicatrização foram avaliadas pela análise de variância (ANOVA) e pelo teste de comparações múltiplas de Bonferroni. Os resultados demonstraram um índice de sucesso de 100% dos mini-parafusos inseridos. Após a dissecação dos segmentos ósseos, verificou-se que em alguns casos a superfície da rosca ficou parcialmente exposta, razão pela qual o cálculo da resistência à tração (média na maxila de: 141,76 ± 92,82 Ncm a 237,02 ± 78,34 Ncm e média na mandíbula de: 156,86 ± 75,55 Ncm a 328,76 ± 82,17 Ncm) foi feito em relação à área real de inserção (maxila: 24,01 ± 6,09mm^2 e mandíbula: 22,88 ± 5,31mm^2), observando-se um valor médio por mm^2 significativamente maior na mandíbula (11,60 ± 5,22 Ncm) quando comparado à maxila (8,22 ± 5,04 Ncm). A relação entre a intensidade da força de tração (Ncm), superfície inserida (mm^2) e períodos de cicatrização não apresentaram diferenças significantes ($p= 0,126$). Com base nestes resultados podemos concluir que os mini-parafusos avaliados demonstraram excelente desempenho biomecânico nos diferentes períodos de cicatrização analisados, apresentando maior resistência à tração no osso mandibular.

PALAVRAS-CHAVE: ortodontia, ancoragem absoluta, mini-parafusos, ensaio de tração, cães da raça beagle.

ABSTRACT

With the purpose of evaluating the influence of bone healing process on the biomechanical performance of mini-screws used as anchorage in orthodontics, 60 self-tapping (Tomas® - Dentaurum / Germany) mini-screws were inserted (1.6 x 6 mm) in the maxilla and in the mandible of 5 adult Beagle dogs. Upper and lower premolars (P1, P2, P3, P4) were extracted three months before the vertical insertion of mini-screws. The dogs were sacrified on days 0, 2, 7, 15 and 30 after the insertion of mini-screws. The jaws were dissected and the bone blocks, containing the miniscrews, were prepared to the axial pull-out strength in the Universal Testing Machine EMIC ® 2000, using a device developed specifically for this study. The values and graphics for the mechanical performance were immediately generated and recorded by the acquisition program. The clinical success rate of mini-screws was 100%. The possible differences between the healing periods were analyzed by Bonferroni´s multiple test comparisons and variance analysis (ANOVA). After the dissection of the bone segments, it was found that in some cases, the mini-screw thread was not fully inserted into the bone, reason why the pull-out strength (average of the maxilla: 141.76 ± 92.82 Ncm to 237.02 ± 78.34 Ncm and average in the mandible of 156.86 ± 75.55 Ncm to 328.76 ± 82.17 Ncm) was evaluated in relation to the real area of insertion (maxilla: 24.01 ± 6.09 mm^2 and mandible: 22.88 ± 5.31 mm^2). Mean value/mm^2 were significantly higher in the mandible (11.60 ± 5.22 Ncm/mm^2) than the maxilla (8.22 ± 5.04 Ncm/mm^2). There was no statistically significant difference (p = 0126) between pull-out strength (Ncm), surface inserted (mm^2) and the observed healing periods. Based on these results it can be concluded that mini-screws evaluated in this study demonstrated an excellent biomechanical behavior in all different periods of healing, showing more resistance to traction in the mandibular bone.

KEYWORDS: orthodontics, absolute anchorage, mini-screw, pull-out strength, beagle dogs.

INTRODUÇÃO

Ao elaborarmos um plano de tratamento ortodôntico devemos determinar a posição em que os dentes devem assumir quando a má-oclusão estiver corrigida. Para executarmos os movimentos dentários de uma forma controlada, também faz-se necessário planejarmos quais serão os dentes/estruturas que servirão de suporte (ancoragem). Em alguns casos, há dificuldade para controlar / estabilizar as unidades de ancoragem e os dentes que estão sendo movimentados utilizando somente acessórios ortodônticos intra e extra-orais. A ancoragem proporcionada pela utilização de implantes dentários, mini-placas e mini-parafusos produzem uma ancoragem absoluta para a execução dos diferentes tipos de movimentos ortodônticos. A utilização ortodôntica de implantes que apresentam integração tecidual é limitada pelo desenho, tamanho, locais de inserção, custo e dificuldade de remoção.

Os mini-parafusos, introduzidos por Kanomi (1997), apresentam desenhos e dimensões reduzidas de diâmetro e comprimento. Estas características possibilitam a sua inserção, em locais específicos de necessidade de ancoragem, com menor possibilidade de causar injúrias aos dentes e tecidos adjacentes.

A técnica cirúrgica de inserção, o processo de cicatrização e a aplicação de força sobre os mini-parafusos diferem dos protocolos utilizados nos implantes que apresentam integração tecidual. Costa, Raffaini e Melsen (1998), Melsen e Verna (1999) e Costa, Dalstra e Melsen (2000) sugeriram que um período de espera para cicatrização óssea, antes da aplicação de força, era desnecessário para os mini-parafusos porque a estabilidade primária (retenção mecânica) seria suficiente para suportar as forças regularmente utilizadas na movimentação dentária. Ainda que alguns casos clínicos descritos na literatura demonstrem sucesso com a utilização destes mini-parafusos (COSTA, RAFFAINI e MELSEN, 1998; UPADHYAY et al. 2008) outros estudos observaram falhas clínicas (MELSEN e VERNA, 1999, CHENG et al., 2003).

A utilização / comercialização indiscriminada de diferentes marcas comerciais de mini-parafusos, sem a realização de estudos experimentais, expõe os pacientes e os profissionais a situações clínicas muitas vezes irreparáveis. Um dos métodos experimentais utilizados em ortopedia, neurocirurgia, cirurgia plástica e buco-maxilo-facial para determinar a força de fixação(estabilidade inicial) dos parafusos é através da avaliação da resistência à tração (CHRISTENSEN et al., 2000; BOYLE et al., 1993). Em ortopedia os parafusos são utilizados para estabilizar segmentos ósseos fraturados e estes não sofrem a ação direta da carga / força. Por outro lado, nos mini-parafusos utilizados para obtenção de ancoragem ortodôntica, os mecanismos de tração (elásticos, fios, molas) são aplicados diretamente

sobre a cabeça dos mini- parafusos. Desta forma os ortodontistas necessitam de maiores informações sobre o desempenho biomecânico destes mini-parafusos. Estas informações são indispensáveis para: o desenvolvimento de novos modelos; o aperfeiçoamento dos modelos existentes; minimizar as falhas clínicas e para o aprimoramento da sua utilização.

REVISÃO DA LITERATURA

Roberts et al. (1987) descreveram os mecanismos fisiológicos dos processos de cicatrização e adaptação óssea associados à inserção de implantes dentários. Os autores definiram o remodelamento como sendo a reestruturação interna de um osso pré-existente. Descreveram que a ativação de células ósseas precursoras resulta em uma seqüência de reabsorção ativa, latência e formação de tecido ósseo. Afirmaram que a duração do ciclo de remodelamento, definido como sigma, é de aproximadamente de 6 semanas em coelhos, 12 semanas em cães e 17 semanas em humanos. Este processo de remodelação óssea inclui todas as alterações localizadas individualmente no sistema haversiano/ósteon ou na trabécula: renovação, hipertrofia, atrofia ou reorientação. Também observaram que dependendo da idade, função e fisiologia os ossos são compostos por quatro tipos de tecidos microscópicos: osso reticular (woven bone), osso lamelar, osso fascicular (bundle bone) e compósito. A seqüencia de remodelamento completo (sigma), de acordo com os autores, começa com a fase de ativação que pode durar horas ou dias, quando os osteoclastos formam uma frente de reabsorção. Esta absorção óssea progride através do osso cortical em uma velocidade de 27-39 μm/dia, formando cones de absorção de aproximadamente 120-180 μm de diâmetro. Após a formação da cavidade óssea, inicia-se a fase de latência que apresenta variações: alguns dias em coelhos, uma semana em cães e uma a duas semanas em humanos. A fase de latência é também um período de reversão, quando os osteoclastos são substituídos por osteoblastos. A fase de formação óssea é a mais variável entre as espécies. As cavidades ósseas resultantes da absorção são preenchidas em 4,5 semanas em coelhos, 10 semanas em cães e em 13 semanas em humanos. Dessa forma, a duração média de um ciclo de remodelamento (sigma) aumenta na proporção direta ao tamanho do animal. Utilizando-se o coelho como referência (x), os eventos fisiológicos semelhantes ocorrerão em um período 2x em cães e 3x em humanos. Os autores também descreveram que o osso reticular (woven bone) é depositado na superfície do implante dentário em duas semanas nos coelhos, quatro semanas nos cães e em seis semanas nos humanos.

Kanomi (1997) foi o primeiro ortodontista que empregou mini-parafusos, desenvolvidos para a fixação de segmentos ósseos em cirurgias plásticas, como ancoragem temporária em ortodontia. Em seu artigo o autor descreve a inserção dos mini-parafusos de 1,2mm de diâmetro e 6mm de comprimento através da técnica do retalho muco-periostal e as perfurações no osso cortical (broca cilíndrica de 2mm de diâmetro) e alveolar (broca cilíndrica de 1mm de diâmetro e 6mm de comprimento). O retalho gengival, após a inserção, era suturado recobrindo o mini-parafuso. Após um período de cicatrização óssea, através

de um bisturi circular, o tecido gengival era removido expondo a cabeça do mini-parafuso. A intrusão de 6 mm dos incisivos inferiores, em um período de 4 meses, em uma paciente adulta que apresentava Curva de Spee acentuada e ausência de elementos dentários foi utilizado para demonstrar os possíveis locais de inserção, a ancoragem absoluta obtida e a biomecânica empregada para a movimentação dentária.

Kido et al. (1997) realizaram um estudo com o objetivo de comparar, através do teste de resistência à tração, implantes dentários com diferentes diâmetros e correlacionar com a densidade óssea. Na mandíbula de cinco cadáveres humanos foram inseridos 18 implantes (3,25 mm de diâmetro e 12mm de comprimento) e 18 implantes (4,5mm de diâmetro e 12mm de comprimento). A densidade mineral óssea da área que circundava o local de inserção dos implantes, em um corte coronal, foi mensurada através da tomografia computadorizada quantitativa. A estabilidade inicial do implante foi avaliada através de um instrumento de diagnóstico periodontal (Periotest) e a resistência à tração foi avaliada através de uma máquina de ensaios universal. Os resultados demonstraram a mesma estabilidade inicial para os dois grupos de implantes. Apesar da força máxima de tração requerida para os implantes de 4,5mm diâmetro ser 15% maior, esta diferença, devido possivelmente ao tamanho da amostra, não foi estatisticamente significante. Porém, houve correlação positiva significante entre o teste de resistência à tração e a densidade óssea nos dois grupos. Os autores concluem que os implantes que apresentam maior diâmetro e, consequentemente maior área em contato com o osso, pode apresentar algumas vantagens quanto a estabilidade inicial e taxa de sucesso quando inseridos em osso que apresenta boa densidade óssea.

Backer, London e O'Neal (1999) investigaram, através do teste de tração, a influência da cicatrização óssea sobre o desempenho biomecânico de implantes que apresentavam superfície tratada e superfície lisa. Foram inseridos 62 implantes cilíndricos (Implant Inovation - 3.3mm de diâmetro e 4 mm de comprimento) na tíbia de coelhos adultos. Dois implantes (1 superfície lisa e 1 superfície tratada com ácido) foram colocados em cada tíbia direita. A amostra foi dividida por período de cicatrização em 1, 2, 3, 4, 5 e 8 semanas. O período de 8 semanas foi considerado adequado, neste modelo de estudo, para obtenção da integração óssea. Logo após a eutanásia as tíbias contendo os implantes foram dissecadas e preparadas para o teste de tração. A máquina de ensaios universal Instrom, calibrada em uma velocidade de 0,05mm/min, e equipada com uma célula de carga com campo de atuação de 0 a 500N utilizando foi utilizada para o teste de tração. Na primeira semana o osso ao redor dos implantes iniciou o processo de remodelação e o desempenho nos testes não apresentou diferenças significantes (superfície tratada 57,6 ± 24,4N / superfície lisa 46,7 ± 4,4N). Na segunda semana os implantes mantiveram o mesmo desempenho 58,8

± 19,6N e 39,7 ± 15,0N, respectivamente. Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos na terceira semana (superfície tratada 56,5 ± 12,1 e superfície lisa 33,3 ± 3,2N), que persistiram desta forma nos períodos de 4, 5 e 8 semanas. No grupo com superfície lisa houve redução nos resultados dos testes entre a 3ª (33,3 ± 3,2N), 4ª (24,7 ± 11,5N) e 5ª semanas (29,2 ± 9,3N). Os autores concluem que a rugosidade superficial do implante, produzida pelo condicionamento ácido, pode produzir uma forte integração óssea comparável àquelas obtidas em superfícies com hydroxyapatita.

Cristensen et al. (2000) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a retenção mecânica de parafusos de liga de titânio (Ti -6Al-4V) e aço inoxidável (316L), com dimensões de 4mm de diâmetro e 25mm de comprimento (Sofamor Danek Corp.), utilizados em cirurgias de coluna vertebral. Trinta e quatro parafusos foram inseridos (17 para estudo biomecânico e 17 para estudo histológico) em 16 mini-porcos Göttingen adultos. A rugosidade superficial dos parafusos de liga de titânio e de aço inoxidável era de 0,90 μm e 0,05 μm, respectivamente. Os animais foram sacrificados após um período de 12 semanas e as vértebras L3 e L4 contendo os parafusos foram removidas e preparadas para os testes. Os ensaios mecânicos foram executados em uma máquina Bionix 858 (MTS Corp.) com velocidade de 0,2 mm/s. Os resultados do teste de tração não demonstraram diferenças estatísticas entre os grupos liga de titânio (2232 ± 259 N) e aço inoxidável (2128 ± 277N). Histologicamente foi observado à presença de osso medular e/ou osso medular e tecido fibroso próximo a superfície dos parafusos nos dois grupos avaliados. A interface osso/parafuso demonstrou maior união mecânica no grupo liga de titânio. Os autores sugerem a utilização clínica dos parafusos de liga de titânio, em pacientes com osteoporose e/ou com osteogênese diminuída, devido à alta compatibilidade biológica, maior flexibilidade, maior resolução e menor interferência em imagens de ressonância magnética e tomografias. Também chamam a atenção para o módulo de elasticidade dos materiais, que é uma importante propriedade física e indica a flexibilidade ou rigidez de um componente, antes que a deformação permanente ocorra. O módulo de elasticidade do osso cortical é de 16 GPa, da liga de titânio (Ti-6Al-4V) 105 GPa e do aço inoxidável (316L) 193 GPa. Observam que um material com baixo módulo de elasticidade pode deformar absorvendo parte da força que seria transmitida ao osso.

Ohmae et al. (2001) realizaram um estudo para avaliar o potencial de ancoragem de mini-parafusos na intrusão de dentes posteriores mandibulares. Os autores utilizaram três cães Beagles adultos e inseriram seis mini-parafusos de titânio puro (1mm de diâmetro e 4mm de comprimento), sendo três na região bucal e três na região lingual dos terceiros pré-molares inferiores. Após um período de seis semanas de cicatrização foi aplicado, nos mini-parafusos interradiculares, uma força intrusiva de 150 Ncm através de molas de níquel

titânio. A fase ativa da intrusão dentária foi de 12 a 18 semanas. Os animais então foram sacrificados e as suas mandíbulas dissecadas e preparadas para análises histológica e de fluorescência. Os resultados indicam que os pré-molares foram intruídos 4,5mm em média e apresentaram absorção radicular na região da furca e dos ápices radiculares. Os mini-parafusos não apresentaram mobilidade ou deslocamento durante a fase ativa do movimento ortodôntico. Seis mini-parafusos, dos 36 utilizados, foram removidos facilmente através de uma chave, demonstrado ausência de fusão entre osso e a rosca dos mini-parafusos. Os autores afirmam que estes mini-parafusos proporcionam uma ancoragem efetiva e podem ser utilizados na intrusão de pré- molares em cães.

Melsen e Lang (2001) desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar, através de análise histomorfométrica, a reação dos tecidos adjacentes a implantes dentários submetidos a forças ortodônticas controladas e relacionar os valores da pressão aplicada sobre o osso trabecular, por meio da análise de elementos finitos, com a atividade celular no osso alveolar. Na fase experimental, foram removidos os segundos molares e os primeiros e segundos pré-molares inferiores de 6 macacos adultos. Após um período de 6 meses de cicatrização óssea foram inseridos 2 implantes dentários, recobertos com superfície de plasma, com 2,2mm de diâmetro e 6mm de comprimento na região edêntula esquerda mandibular. Logo após o período de cicatrização de 3 meses, braços de força foram conectados aos implantes, permitindo a instalação de molas de níquel titânio. Por um período de 11 meses foram utilizadas forças de 100 Ncm (1 animal), 200 Ncm(3 animais), 300 Ncm(1 animal) e grupo controle sem força(1 animal). O controle da higiene bucal foi executado com aplicação tópica de clorexidine 2%, duas vezes por semana, e escovação. Ao final do experimento os animais foram sacrificados e o osso mandibular, contendo os implantes, foi dissecado e preparado para a análise histomorfométrica. Todos os implantes permaneceram estáveis durante o experimento, não apresentando mobilidade e com ausência de processos inflamatórios. Os resultados mostram que a quantidade de contato direto ósseo / implante, variação de 40/45% em todos os grupos, não foi influenciada pela aplicação de força. A análise de variância demonstrou que a intensidade da força aplicada não influenciou a remodelação óssea adjacente aos implantes. Ao comparar o grupo controle e experimental nos parâmetros que refletem a remodelação óssea, obtidos das regiões adjacentes aos implantes submetidos à carga, os resultados no grupo experimental eram estatisticamente maiores.

A extensão da aposição óssea ao redor dos implantes do grupo controle era significantemente menor que no grupo experimental (18,6%). A densidade do osso cortical próximo à face mesial e distal, nos implantes que sofreram ação de forças, era significantemente maior que no grupo controle. Os autores observaram que o tipo de

osso adjacente aos implantes era do tipo lamelar e imaturo e especulam que houve uma adaptação no processo de modelamento ósseo em resposta aos estímulos gerados pela força ortodôntica. Concluem que estes implantes produzem ancoragem estável e podem ser utilizados nos tratamentos ortodônticos.

Deguchi et al. (2003) utilizaram 96 mini-parafusos de titânio (Stryker® 5mm de comprimento e 1 mm de diâmetro) para avaliar histomorfometricamente a interface osso/mini-parafuso e determinar o período de cicatrização necessário para a aplicação de forças ortodônticas. Os mini-parafusos foram inseridos na maxila e mandíbula de oito cães adultos e divididos em dois grupos de acordo com a aplicação de forças (grupo controle e grupo experimental). Estes dois grupos foram sub-divididos em três grupos (3, 6 e 12 semanas) de acordo com o período de cicatrização. No grupo experimental a força de 200-300 Ncm foi aplicada, durante o período de 12 semanas, utilizando elásticos em cadeia, os quais foram substituídos a cada 4 semanas. Durante o período inicial de cicatrização 3 mini-parafusos foram perdidos. A taxa de sucesso do grupo experimental foi de 100%. Os resultados indicam que o contato ósseo/implante não difere entre os grupos experimental e controle. A análise dos dados através de micro-radiografias indicaram que após 3 semanas, o grupo experimental, apresentava um volume significantemente maior de osso imaturo que os grupos 6 e 12 semanas. Estas observações indicam que os mini-parafusos poderiam resistir/suportar as forças ortodônticas, em cães, após um período de cicatrização de 3 semanas.

Miyawaki et al. (2003) examinaram a taxa de sucesso, de três tipos de mini- parafusos indicados para ancoragem em ortodontia, e relacionaram os fatores que poderiam estar associados à estabilidade quando inseridos na região posterior da maxila e mandíbula. Foram inseridos 134 mini-parafusos (Tipo A: 1mm de diâmetro e 6mm de comprimento; Tipo B: 1,5mm de diâmetro e 11mm de comprimento; Tipo C: 2,3mm de diâmetro e 14mm de comprimento), em 51 pacientes com idade média de 21,8 ± 7,8 anos. Forças ortodônticas de intensidade menor que 2 N foram aplicadas durante o período de um ano. As variáveis avaliadas foram: inflamação do tecido adjacente ao mini-parafuso; tipo de procedimento cirúrgico de inserção; local de inserção e número de dias para iniciar a aplicação das forças ortodônticas. Os resultados demonstraram uma taxa de sucesso para o mini-parafuso tipo A(0,0%), tipo B(83,9%) e tipo C(85%). Os mini-parafusos que apresentavam processo inflamatório nos tecidos adjacentes demonstraram uma taxa de sucesso menor que aqueles sem inflamação. As outras variáveis avaliadas não apresentaram correlações significantes. Os autores observaram que o comprimento do mini- parafuso não estava associado com a estabilidade quando os mini-parafusos eram maiores que 5mm. Porém, o diâmetro do mini-parafuso estava significantemente associado à estabilidade Os resultados do estudo

indicam que em pacientes com crescimento vertical da face, devido a pouca espessura do osso cortical, mini- parafusos com diâmetro maior que 1mm são indicados. Os autores concluem que a aplicação imediata de forças é possível, porém desde que sejam menores que 2N.

Asscherickx et al.(2005) descreveram os acontecimentos histológicos que ocorrem quando as raízes são atingidas acidentalmente durante a inserção de mini- parafusos. Foram inseridos 20 mini-parafusos entre as raízes dos pré-molares inferiores (P2 e P3) e (P3 e P4) de cinco cães da raça Beagle. Os animais foram submetidos a uma seqüência de marcadores químicos e após um período de 25 semanas foram sacrificados. Seis mini-parafusos estavam próximos às raízes dos pré-molares. Três mini-parafusos foram inseridos nas raízes dos pré-molares e devido a mobilidade foram removidos precocemente. O defeito gerado na raiz pode ser observado através de radiografias periapicais. A análise histológica demonstrou, após 18 semanas, uma reparação quase que completa da estrutura periodontal – ligamento periodontal, cemento e osso.

Büchter et al. (2005) realizaram um estudo para determinar o desempenho clínico e biomecânico de dois tipos de mini-parafusos onde foram empregados diferentes protocolos de ativação. Os autores inseriram 200 mini-parafusos (102 Abso Anchor -10mm de comprimento / 1,1mm de diâmetro e 98 Dual Top – 10mm de comprimento e 1,6mm de espessura) em mandíbulas de oito mini-porcos adultos da raça Göttinger. Os mini-parafusos foram inseridos inicialmente a uma distância de 17mm e também com uma variação na profundidade de inserção entre o pescoço do mini-parafuso e a superfície óssea (1, 2 e 3mm). Imediatamente após a inserção foram aplicadas forças transversais (100, 300 e 500 cN) através de molas de níquel titânio. Após o período experimental de 22 e 70 dias os animais foram sacrificados e as mandíbulas foram preparadas para os testes. Os resultados demonstraram que os mini-parafusos permaneceram estáveis quando submetidos a forças de 100 a 300 Nc. Quando a intensidade de 900Nc foi aplicada cinco mini-parafusos apresentaram inclinação, perda óssea e sinais de inflamação.

Huja et al. (2005) desenvolveram um estudo com o intuito de avaliar, através de ensaio de tração, a resistência mecânica de mini-parafusos, inseridos em diferentes regiões da maxila e mandíbula de cães. Os autores utilizaram 56 mini- parafusos (2mm de diâmetro e 6mm de comprimento) que foram inseridos em quatro cães adultos da raça Beagle. Após um período de trinta minutos os animais foram eutanasiados. Blocos ósseos, contendo os mini-parafusos, foram dissecados e produziram corpos de prova individuais para o ensaio de tração. A espessura do osso cortical foi mensurada após a tração. Os resultados do ensaio de tração demonstraram que existem diferenças significantes quanto ao local de instalação dos mini-parafusos. Aqueles inseridos na região posterior da mandíbula apresentaram

melhor desempenho mecânico (388.3 ± 23,1 Ncm) que aqueles da região anterior da mandíbula (134,5 ± 24 Ncm). A análise estatística de regressão sugeriu uma fraca, porém significante, correlação entre a força máxima de tração e a espessura da cortical óssea. Os autores concluíram que os mini-parafusos podem ser utilizados imediatamente após a sua instalação e que a ancoragem monocortical é suficiente para suportar a intensidade das forças geradas pelos aparelhos ortodônticos.

Huja et al. (2006) investigaram as possíveis diferenças no padrão do remodelamento ósseo dentro do processo alveolar, entre os maxilares e entre a porção anterior e posterior dos maxilares em cães. Segmentos de osso alveolar (n=48) foram coletados de 6 cães da raça Beagle com 13 meses de idade. Foram obtidos, de cada animal, 8 segmentos ósseos representando a porção anterior e posterior da maxila e da mandíbula. Além dos segmentos ósseos foram removidos, de cada animal, duas secções transversais da diáfise do fêmur esquerdo para análise histomorfométrica estática e dinâmica. No 16º e 2º dia antes da eutanásia marcadores de deposição de tecido ósseo foram injetados. Os resultados das variáveis estáticas foram: Volume Ósseo – Havia uma diferença significante entre os maxilares e na localização antero-posterior. O volume do processo alveolar mandibular era 2,8 vezes maior quando comparado com o da maxila. Os dentes posteriores dos maxilares apresentavam 1,5 vezes mais suporte ósseo que os dentes anteriores; Volume Ósseo / Volume Total – Esta medida reflete a densidade óssea ou a falta de porosidade do osso. O valor médio para processo alveolar maxilar era de 98,2% e o mandibular era de 97,8%, não apresentando diferenças estatísticas. Para esta mesma variável, os dentes posteriores apresentavam um valor significantemente maior (98,2%) que os dentes anteriores (97,7%). Os resultados das medidas histomorfométricas dinâmicas demonstraram: Taxa de aposição mineral – não apresentaram diferenças estatísticas entre os maxilares e os segmentos anteriores e posteriores; Taxa de formação óssea – apresentou diferenças significantes entre a maxila (19,1%/ano) e mandíbula (36,9%/ano). Os dentes anteriores (31,3%/ano) apresentaram um remodelamento significantemente maior que os dentes posteriores (24,7%/ano) em ambos maxilares. O valor médio para as diáfises do fêmur dos 6 cães era de 6,4%/ano. Os autores salientam que o processo alveolar maxilar nestes cães é extremamente fino e o mandibular é grosso. Observam que a espessura do processo alveolar não está relacionada com a força da mordida por si só, mas pela reação que a força da mordida produz dentro dos maxilares onde os dentes estão inseridos. Este estudo demonstra que a adaptação óssea provavelmente envolve uma complexa interação entre o remodelamento, a massa e a arquitetura óssea.

Huja et al. (2006) realizaram um estudo para determinar a estabilidade biomecânica de mini-parafusos e a resposta do tecido ósseo após um período de cicatrização de 6

semanas. A amostra era composta por 102 mini-parafusos autoperfurantes (Synthes® - 2mm de diâmetro e 8 e 6mm de comprimento) de liga de titânio(Ti-6Al-7Nb) que foram inseridos em 7 cães adultos da raça Beagle. Em razão da maior espessura do tecido mole, os mini-parafusos de 8mm de comprimento foram inseridos no palato. Nos outros locais foram utilizados mini- parafusos de 6mm de comprimento. Após um período de seis semanas de cicatrização os animais foram sacrificados e os blocos ósseos foram preparados para os testes mecânicos e histológicos. Vinte mini-parafusos foram perdidos, sendo que 12 estavam localizados na região anterior da mandíbula, quatro na região anterior da maxila e dois na região posterior da mandíbula. Com base nos dados histológicos os autores observaram que uma combinação de cortical óssea fina, pequeno volume ósseo e proximidade com as raízes foram as possíveis causas do insucesso na região anterior. Os resultados da análise de variância indicaram diferenças significantes quanto ao local de inserção. Porém, a interação entre o local de inserção e o período de cicatrização não apresentaram diferenças significantes. Os valores médios dos testes de tração variaram de acordo com o local de inserção (153,5 a 389,3 Ncm). Após um período de seis semanas de cicatrização, o valor médio do teste de tração era significantemente maior na região posterior da mandíbula (389,3 ± 32,5Ncm) do que na região anterior da maxila (153,5 ± 37,6 Ncm) e no palato (204,8 ± 30,5 N). A espessura do osso cortical apresentou variações de acordo com o local de inserção. A espessura média era significantemente maior na região posterior da mandíbula (1,94 ± 0,17 mm) do que na região média da mandíbula (1,92 ± 0,17 mm) e na região posterior da maxila (1,03 ± 0,17 mm). A análise estatística demonstrou uma correlação significativa entre a espessura do osso cortical e os resultados dos testes de tração. Os autores concluíram que a ausência de diferenças significantes entre os períodos de cicatrização representa a capacidade de estabilização do osso cortical.

Wilmes et al. (2006) analisaram quantitativamente o impacto de alguns fatores como a qualidade do osso, o desenho dos mini-parafusos, a profundidade e o diâmetro da perfuração piloto sobre a estabilidade primária. Os autores utilizaram segmentos ósseos de suínos com o intuito de simular a espessura do osso cortical da maxila (0,5 a 1 mm de espessura) e da mandíbula humana (2,0 a 3,0 mm). Foram inseridos, em 36 segmentos ósseos, cinco tipos de mini-parafusos de duas marcas comerciais: Tomas pin® (1,6 mm de diâmetro e 8 e 10 mm de comprimento) e Dual Top® (1,6 mm de diâmetro e 8 e 10 mm de comprimento e 2,0 mm de diâmetro e 10mm de comprimento). A perfuração piloto foi executada a uma velocidade de 915 rpm e padronizada em relação ao diâmetro e profundidade. A profundidade foi ajustada em 1 mm (exceto Tomas pin), 2, 3, 6, 10mm (exceto Dual top 1,6x8mm). Os diâmetros das perfurações foram estabelecidos para os grupos Tomas pin 1,1 e 1,2 mm e para o grupo Dual Top 1,0 e 1,3mm. Para que todas as

variáveis fossem mensuradas 5 vezes, foram necessárias 1000 inserções. Os resultados demonstraram que o torque de inserção e remoção apresenta uma forte variação e depende da qualidade do osso, do desenho do mini-parafuso e da forma com que o local de inserção foi preparado. Nove mini-parafusos do grupo Dual Top (2,0 x 10 mm) fraturaram durante a inserção (>230N/mm) na região próxima a cabeça. Uma forte correlação entre o torque de inserção e a espessura do osso cortical, determinada pela micro-tomografia, foi observada. A maior estabilidade primária média, determinada pelo torque de inserção, foi obtida no grupo Dual Top 2 x 10 mm (158,7 ± 45,2N%) e a menor foi no grupo Tomas pin 1,6 x 8 mm (24,8 ± 16,8 N%). O torque de inserção e remoção era dependente do diâmetro da perfuração piloto, ou seja, quanto menor o diâmetro maior o torque, exceção feita ao grupo Dual Top 2 x 10mm. Havia também uma forte correlação entre a profundidade da perfuração piloto e o torque de inserção. Os autores especulam que a forma cônica, o desenho das roscas e a melhor relação entre o diâmetro total e interno no grupo Dual Top poderiam ser os responsáveis pela melhor estabilidade primária. Mesmo assim, há recomendações para a execução de perfuração piloto em todos os locais anatômicos onde existe alta densidade óssea.

Jolley e Chung (2007) mediram o torque máximo de inserção, até ocorrer a fratura, de cinco marcas comerciais de mini-parafusos utilizados como ancoragem temporária em ortodontia (Orlus® – 1,6mm diâmetro e 7mm de comprimento; Dual- Top® – 1,6mm de diâmetro e 6mm de comprimento; Lomas Quattro® – 1,5mm de diâmetro e 7mm de comprimento; Tomas® – 1,6mm de diâmetro e 8mm de comprimento; Ortho Implant® – 1,8mm de diâmetro e 6mm de comprimento). Os autores inseriram 20 mini-parafusos, de cada marca comercial, em corpos de prova confeccionados em policarbonato (PC1000). Foi executado um furo piloto com 3mm de profundidade e 1,3mm de diâmetro antes da inserção dos mini-parafusos. Todos os mini-parafusos dos grupos Orlus, Dual-Top, Lomas Quattro e Tomas sofreram fratura durante o teste e nenhum do grupo Ortho Implant. O torque médio de inserção do grupo Ortho Implant foi significantemente maior que os outros grupos. Naqueles que sofreram fratura o grupo Orlus apresentou o maior valor médio de torque. Os autores observaram uma relação direta entre o valor máximo de torque (Ortho Implant 1,8mm – 74,24 Ncm) e mínimo (Lomas Quattro 1,5mm – 23,26 Ncm) com o diâmetro do mini-parafuso. Os autores também discutem a participação de outros fatores que podem influenciar o desempenho mecânico dos mini-parafusos como: o formato do corpo (cônico / cilíndrico); a distância entre as roscas; a composição da liga; o local e forma de inserção; a densidade óssea e a presença de obstáculo durante a inserção.

Morais et al. (2007) avaliaram a ancoragem óssea, através do torque de remoção, de mini-parafusos que foram submetidos a carga imediata. Também avaliaram a quantidade

de íons vanádio livre presente nos tecidos através da espectrometria de absorção atômica. Foram instalados 72 mini-parafusos (Conexão – 2mm de diâmetro e 6mm de comprimento), confeccionado com uma liga de titânio (Ti-6Al-4V), na tíbia esquerda de 23 coelhos Neozelandeses adultos. O estudo foi dividido em dois grupos: Grupo teste de torque de remoção composto por 30 mini- parafusos, sub-dividido em 3 grupos de acordo com o período de cicatrização (1 semana, 4 semanas, e 12 semanas) e 6 grupos de acordo com ou sem aplicação de força imediata (1N) gerada por uma mola de níquel- titânio.

No segundo grupo (espectrometria de absorção atômica) foram utilizados 18 animais sub-divididos em 12 grupos: análise dos tecidos do fígado, pulmão e rim e períodos de cicatrização (controle,1 semana, 4 semanas, e 12 semanas).

Todos os mini-parafusos foram inseridos e removidos sem fratura ou deformação, porém 3 mini-parafusos foram excluídos do estudo por apresentarem alta mobilidade durante a preparo dos corpos de prova. Os resultados não demonstraram diferenças no torque de remoção entre os períodos de uma e quatro semanas de cicatrização nos grupos com e sem carga imediata. Houve diferenças estatísticas quando comparados os grupos de uma e quatro semanas com o de doze semanas de cicatrização. O grupo de doze semanas sem carga demonstrou o maior valor de torque de remoção (54,38 ± 12,8 Ncm). Os autores concluem que os mini-parafusos submetidos ou não a carga imediata apresentam valores de fixação apropriados para a utilização como ancoragem temporária em ortodontia. A ausência de fratura durante a inserção e remoção indicam que a liga de titânio (Ti-6AL-4V) apresenta propriedades mecânicas adequadas para a sua utilização. A quantidade de vanádio, detectada nos órgãos biopsiados, não apresentou níveis tóxicos neste modelo de estudo, mesmo na quarta semana quando a concentração máxima foi observada.

Chaddad et al. (2008) compararam o desempenho clínico e a taxa de sobrevivência de dois sistemas de mini-parafusos utilizados em ortodontia. Foram inseridos, em 10 pacientes, na região posterior da maxila e mandíbula, 17 mini- parafusos auto-rosqueantes (Dual-Top®), com diâmetros e comprimentos variáveis, e 15 mini-parafusos que apresentavam superfície tratada com ácido (C-Implant®) com diferentes comprimentos e 1,8mm de diâmetro. Após a instalação os mini- parafusos foram imediatamente submetidos a uma força de 50 a 100 Ncm gerada por elásticos ou molas de níquel titânio. Após duas semanas de cicatrização as forças foram aumentadas para 250 Ncm. Os movimentos ortodônticos executados incluíam intrusão e verticalização de molares, retração de dentes anteriores e mesialização de dentes posteriores. A taxa de sucesso no grupo auto-rosqueante foi de 82,5% (3 perdas) e de 93,5% para o grupo com superfície tratada (1 perda). Entretanto, os autores observaram que a taxa de sucesso não era afetada pelas características da superfície dos mini-parafusos. Concluiram que o torque de inserção maior que 15 Ncm

pode ser uma variável crítica para a sobrevivência de mini-parafusos submetidos à carga imediata.

Chen, Shin e Kyung (2008) propuseram um estudo para comparar as propriedades biomecânicas e histológicas dos mini-parafusos utilizados em ortodontia com diferentes métodos de inserção. Os autores utilizaram 56 mini- parafusos com 1,3mm de diâmetro e 7mm de comprimento (28 auto-rosqueantes (AR) e 28 auto-perfurantes(AP) – Absoranchor®) confeccionados com uma liga de Titânio (Ti-6Al-4V). Os mini-parafusos (AP) foram inseridos no lado esquerdo e os (AR) no lado direito da maxila e mandíbula de 2 cães mestiços adultos. Aproximadamente 200 Ncm de força horizontal e constante foi imediatamente aplicada através molas de níquel titânio por um período de 9 semanas. A taxa de sucesso foi de 86%, com 4 mini-parafusos perdidos, no grupo AR e de 93% no grupo AP, com 2 mini-parafusos perdidos. De acordo com os autores, houve maior inflamação e edema do tecido gengival no lado esquerdo. O torque máximo de remoção, após o período de 9 semanas, foi de 6,5 Ncm para a maxila e de 7.1 Ncm na mandíbula no grupo AP. O grupo AR apresentou valores de 5.7 Ncm e 6.1 Ncm respectivamente. Os resultados demonstraram diferenças não significantes no torque de remoção entre os dois grupos. O valor médio da quantidade de superfície óssea em contato com o mini-parafuso no grupo AP foi de 39,28% na maxila e 47,44% na mandíbula. No grupo AR as médias foram de 27,96% e 26,35%respectivamente. Os autores recomendam a utilização de mini-parafusos auto-perfurantes na maxila e em áreas onde o osso cortical é fino. Em áreas com osso cortical denso os mini-parafusos auto-perfurantes e auto-rosqueates com maior diâmetro são recomendados.

Lim, Cha e Hwang (2008) determinaram a variação no torque de inserção de 115 mini-parafusos auto-perfurantes (Biomaterials – Ti-6Al-4V) de acordo com a sua forma (cilíndrico ou cônico) e com diferentes dimensões de comprimento e diâmetro. Os mini-parafusos foram inseridos em corpos de prova confeccionados com blocos de osso artificial (Sawbones) com espessuras de osso cortical de 1,0, 1,5 e 2,0mm. O método de experimentação aplicada neste estudo seguiu as normas da ASTM F543/02 (American Standard Specification and Test Methods) que regulamenta os estudos com parafusos ósseos utilizados em estudos médicos. A densidade do osso cortical (1,7 g/cL) e do osso alveolar (0,64 g/cL), utilizado neste estudo, era semelhante à densidade média encontrada na mandíbula humana. Os resultados demonstraram, nos dois grupos, que o torque máximo sofre elevação devido ao aumento no comprimento e no diâmetro externo dos mini-parafusos e pela espessura do osso cortical. Os autores destacam que um aumento no diâmetro pode reforçar a estabilidade inicial dos mini-parafusos, porém a proximidade radicular no local de inserção deve ser considerada.

Salmória et al.(2008) inseriram 60 mini-parafusos auto-rosqueantes (Neodent 1,6mm de diâmetro e 6mm de comprimento) na região posterior da mandíbula de 10 cães mestiços adultos para avaliar o torque de inserção, o desempenho biomecânico através do teste de tração e a influência da cicatrização sobre a espessura da cortical óssea. A amostra foi dividida em três grupos de acordo com a cicatrização óssea dia 0, dia 15 e dia 60. Os mini-parafusos foram manualmente posicionados 7 mm abaixo da margem da gengiva inserida. A higiene oral foi mantida, durante o experimento, com aplicações de gluconato de clorexidina 0,2% duas vezes por semana. Segmentos ósseos com 4mm^2 contendo os mini-parafusos foram embebidos em resina acrílica para a confecção dos corpos de prova. Os testes de tração foram executados através de uma máquina universal de ensaios (EMIC DL 500) utilizando uma célula de carga de 100N em uma velocidade de 0,05mm/min. Após os testes de tração os segmentos ósseos foram seccionados transversalmente ao buraco remanescente do mini-parafuso e foram mensuradas, através de um microscópio esteroscópico e um paquímetro digital, as espessuras das corticais ósseas nos dias 0, 15 e 60. A espessura da cortical próxima aos mini-parafusos, nos dias 15 e 60, também foi reavaliada devido ao processo de remodelação durante a cicatrização óssea. A taxa de sucesso foi de 95%, sendo que três mini-parafusos foram perdidos na fase experimental (1do grupo 15 dias e 2 do grupo 60 dias) restando 57 para o ensaio de tração. Os resultados demonstraram que os mini- parafusos do dia 0 apresentaram o melhor desempenho médio no teste de tração (331,15 ± 136,15 Ncm) seguido pelo dia 15 (242,18 ± 83,71 Ncm) e o dia 60 (224,95 ± 91,33 Ncm). A espessura da cortical próxima aos mini-parafusos era significantemente menor no dia 60 (1,57 ± 0,63mm) do que no dia 15 (2,38 ± 0,43mm) e no dia 0 (2.55 ± 0,29 mm), provavelmente devido ao processo de remodelação óssea. Os autores não encontraram correlação entre torque de inserção e o teste de tração. Observaram que o torque de inserção não é um método seguro para predizer a retentividade dos mini-parafusos e concluem afirmando que os mini-parafusos apresentam estabilidade primária adequada quando inseridos com perfuração óssea prévia e técnica transmucosa.

Wang et al. (2008) realizaram um estudo para determinar, na região posterior da mandíbula de cães da raça Beagle, os locais que há espaço anatômico suficiente para a inserção de mini-parafusos ortodônticos. Foram utilizados 24 cadáveres de cães da Raça Beagle adultos que apresentavam os 42 dentes na boca, além de ausência de doença periodontal e mal-oclusão. As mandíbulas foram dissecadas e posteriormente seccionadas, no plano sagital, seguindo o centro dos sulcos centrais dos dentes posteriores. As 48 secções foram devidamente posicionadas e fotografias perpendiculares ao plano de observação foram obtidas. A partir do plano de observação, formado pela união dos pontos mais altos

das cristas ósseas interproximais, foram traçadas 5 linhas de referências (L1, L2, L3, L4, L5) paralelas e localizadas a 2, 4, 6, 8 e 10 mm abaixo. Após cuidadosa observação 4 espaços interradiculares foram selecionados para possível inserção dos mini-parafusos: A- espaço entre o segundo pré-molar(P2) e o terceiro pré-molar(P3); B- espaço entre o terceiro pré-molar(P3) e o quarto pré-molar; C- espaço entre o quarto pré-molar(P4) e o primeiro molar(M1); D- espaço entre as raízes mesial e distal do primeiro molar (M1). As dimensões (L1 – L5) nos espaços (A-D) foram executadas através do software CorelDraw(versão 11.0). Os resultados demonstraram que a maior largura óssea (8,52 ± 1,42mm) estava localizada na linha L5 entre as raízes mesial e distal do primeiro molar inferior(M1) e a menor largura óssea(1,31 ± 0,43mm) estava localizada na linha L1 entre o segundo(P2) e terceiro pré-molar(P3). Os autores observaram, nos espaços interradiculares, que quanto maior o deslocamento para apical maior era a quantidade de espaço ósseo disponível. Foram determinadas zonas seguras (verdes), com larguras maiores que 3,2mm, para inserção de mini- parafusos com diâmetro de 1,2mm e zonas relativamente seguras(azul), com larguras entre 3,2mm e 2,2mm. Outras zonas anatômicas foram definidas como inapropriadas para inserção podendo ocorrer contato entre o mini-parafuso e as raízes dentárias. Também observaram que os cães da raça Beagle apresentam um vestíbulo bucal pouco profundo e um canal do nervo mandibular amplo, fazendo com que as zonas seguras para inserção fiquem localizadas abaixo do sulco vestibular onde termina a faixa de gengiva inserida. Desta forma, recomendam angulação de inserção de 60-70% em relação ao longo eixo dentário. O estudo conclui que as zonas interradiculares seguras estavam localizadas entre as raízes mesial e distal do primeiro molar inferior(M1) e entre as raízes do quarto pré-molar(P4) e primeiro molar(M1). O osso alveolar era relativamente estreito entre os pré-molares, P2 e P3 e P3 e P4, onde a inserção de mini-parafusos deve ser executada com precaução.

Wang e Liou (2008) realizaram estudo retrospectivo onde avaliaram, através de radiografias cefalométricas, o deslocamento de mini-parafusos inseridos na porção inferior da crista zigomática. Foram selecionados 32 pacientes adultos, do gênero feminino, que necessitavam de ancoragem absoluta para a retração e intrusão dos dentes anteriores. Os critérios de inclusão incluíram a ausência de doenças sistêmicas ou ósseas; ausência de processo inflamatório dos tecidos adjacentes aos mini-parafusos e os mini-parafusos deveriam estar clinicamente estáveis entre os períodos avaliados T1 (antes da aplicação de força) e T5 (após a retração e intrusão dos dentes anteriores superiores). Foram inseridos 32 mini- parafusos auto-rosqueantes (Leibinger® – 2mm diâmetro e 17mm de comprimento) e 32 mini-parafusos auto-perfurantes (Lomas® – 2mm de diâmetro e 10 a 14 mm de comprimento). A velocidade utilizada no motor cirúrgico para a perfuração

piloto, nos mini-parafusos auto-rosqueantes era de 500 a 800rpm. Após um período de 2 semanas de cicatrização foram instaladas molas de níquel-titânio que geraram forças entre 200 e 425 Ncm. Radiografias cefalométricas laterais foram obtidas nos períodos T1 e T2 e sobrepostas de acordo com as estruturas anatômicas da maxila, base craniana e abóboda craniana. Foram estabelecidos pontos anatômicos nos mini-parafusos para realizar as mensurações. Os resultados demonstram deslocamento significante dos mini-parafusos entre T1 e T2 exceto para o deslocamento horizontal da ponta. No grupo auto-rosqueante as pontas foram extruídas e inclinadas de -1 mm para trás a 1,5mm para frente; os corpos foram extruídos e deslocados para frente de 0,0 a 1,5 mm; e as cabeças foram extruídas e inclinadas para frente de 0,0,a 2,0 mm. No grupo auto-perfurante os valores foram de -1,5 mm a 1,5 mm; -1,0mm a 1,6mm e 0,0 a 1,6mm, respectivamente. Os grupos avaliados apresentaram deslocamentos horizontais e verticais dos mini-parafusos significantes e semelhantes entre si, de acordo com a direção das linhas de força das molas. A quantidade de deslocamento estava correlacionada com a duração da aplicação da força. Como demonstrado neste estudo, os mini-parafusos não permanecem absolutamente estáticos quando submetidos à forças ortodônticas. Para uma inserção e utilização segura dos mini-parafusos os autores recomendam um espaço inter-dental mínimo de 2,0 mm entre os mini-parafusos e as raízes dos dentes.

Wu et al. (2008) investigaram as diferenças entre os métodos de inserção, auto-perfurante e auto-rosqueante, e seus efeitos sobre a estabilidade dos mini- parafusos após 2, 4, 8 semanas de implantação. Foram inseridos 36 mini-parafusos de titânio puro (1,0 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento) na superfície vestibular da maxila de 6 cães da raça Beagle adultos. Os mini-parafusos foram colocados entre as raízes dos pré-molares superiores (P2, P3 e P4), sendo 3 auto-perfurantes e 3 auto-rosqueantes, e supervisionados pelos períodos de 2, 4 e 8 semanas de cicatrização. Os mini-parafusos do grupo auto-rosqueante foram inseridos após a execução de uma perfuração piloto utilizando uma broca de 1mm de diâmetro, velocidade de rotação de 1500 rpm e abundante irrigação. A higienização após a inserção foi mantida com lavagem diária dos dentes e mini-parafusos com solução de gluconato de clorexidina 2%. Após 2, 4 e 8 semanas de cicatrização os animais foram sacrificados e os segmentos ósseos da maxila contendo os mini-parafusos foram dissecados e mantidos em solução de formol a 10%. Os corpos de prova para o teste de tração foram confeccionados a partir de blocos ósseos individuais, contendo os mini-parafusos, que foram inseridos em resina acrílica. O teste de tração foi executado através da máquina de ensaios AG-IS (Tensile Test Equipment) calibrada na velocidade de 10mm/min até a ruptura. Também foram executadas análises histológica e histomorfométrica. Os resultados do teste de tração demonstraram que a força média

do grupo autoperfurante(312,85 e 380,57 Ncm) era significantemente maior que no grupo auto-rosqueante(196,41 e 250,73 Ncm) nos períodos de 2 e 4 semanas de cicatrização. No período de 8 semanas de cicatrizacão não foram observadas diferenças significantes entre os grupos (457,37 e 392,93 Ncm). Os resultados do teste de tração evidenciaram, nos dois grupos, que quanto maior o período de cicatrização óssea maior será a intensidade de força necessária para a remoção completa dos mini-parafusos. Porém, nos dois grupos avaliados, diferenças significantes ocorreram somente entre a 2ª e 8ª semanas e entre a 4ª e 8ª semana no grupo auto-rosqueante.

A análise histológica demonstrou, nos dois grupos, um processo contínuo de remodelação do tecido ósseo ao redor dos mini-parafusos nos diferentes períodos de cicatrização. Os mini-parafusos do grupo autoperfurantes, inseridos por 2 semanas, estavam parcialmente circundados por tecido fibroso e osso aparentemente imaturo quando comparado com as amostras de 4 e 8 semanas de cicatrização. No grupo autoperfurante, em 4 semanas de cicatrização, foram encontrados, próximos a superfície dos mini-parafusos, osteoblastos ativos e osteóides. Após 8 semanas, no mesmo grupo, havia na interface mini-parafuso/osso remodelamento ósseo com deposição de osso embrionário / imaturo e osso lamelar. No grupo auto-rosqueante, após duas semanas de cicatrização, havia maior deposição de colágeno e absorção óssea ao redor dos mini-parafusos que no grupo autoperfurante. Ossificação endocondral e absorção em lacuna, nas proximidades do mini-parafusos, foram observadas após 4 semanas no grupo auto-rosqueante. Em 8 semanas de cicatrização, o grupo auto-rosqueante apresentava maior número de osteócitos e alinhamento destas células semelhante ao grupo auto-perfurante. No final do experimento ambos os grupos apresentavam características semelhantes de osseointegração.

A avaliação histomorfométrica descreve a porcentagem de contato entre implante e osso. No grupo autoperfurante foram observados: em 2 semanas (42,11%); 4 semanas(57,20%) e em 8 semanas(70,34%) e no grupo auto- rosqueante em 2 semanas(30,57%); 4 semanas(40,21%) e em 8 semanas(58,94%). A quantidade de osso em contato com os mini-parafusos após o período de 2 e 4 semanas, no grupo auto-perfurante, era significantemente maior do que no grupo auto-rosqueante. Após 8 semanas a quantidade de osso adjacente aos mini- parafusos era semelhante. O estudo indica que os mini-parafusos autoperfurantes podem fornecer, na fase inicial de cicatrização óssea, uma ancoragem mais estável que os auto-rosqueantes, porém após 8 semanas de cicatrização o desempenho é semelhante.

PROPOSIÇÃO

- Avaliar a resistência à tração, em diferentes tempos de cicatrização (dia 0, 2, 7, 15 e 30) de mini-parafusos, utilizados como ancoragem temporária em ortodontia, quando inseridos na maxila e mandíbula de cães adultos da raça Beagle;
- Avaliar a relação entre a quantidade de superfície inserida do mini- parafuso (mm^2) e a intensidade da força de resistência obtida no ensaio de tração (Ncm);
- Estabelecer o período de cicatrização necessário para que os mini- parafusos possam suportar as forças ortodônticas.

MATERIAL E MÉTODOS

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Bem Estar Animal da Universidade Federal de Santa Maria através do parecer de aprovação registrado sob o processo número: 23081003125/2006-38.

ANIMAIS UTILIZADOS NO EXPERIMENTO

Selecionamos cinco cães adultos da raça Beagle, do gênero feminino, com idade média de 20.4 meses e peso médio de 10.8 kg. Estes animais foram mantidos sob rígido controle sanitário no Biotério / Laboratório de Cirurgia Experimental do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade Federal da Santa Maria (UFSM).

DESCRIÇÃO DOS MINI-PARAFUSOS

Os 60 mini-parafusos que utilizamos neste estudo (TOMAS® – Temporary Orthodontic Micro Anchorage System / Dentaurum / Germany - nº 302-106-00) consistiam de uma liga de Titânio Grau 5 (Ti6Al4V) de acordo com a American Society for Testing and Materials. Este material especial é amplamente aceito, estudado e utilizado na área de implantodontia devido a sua alta biocompatibilidade. Todos os mini-parafusos foram esterilizados, pelo fabricante, por meio de radiação gama e apresentam as seguintes características: comprimento de 6 mm, diâmetro interno de 1.2 mm e externo de 1.6 mm, e o seu desenho é composto por quatro componentes: cabeça, colo, plataforma e corpo (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Componentes dos mini-parafusos – cabeça, colo, plataforma e corpo

PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Todos os procedimentos cirúrgicos e a técnica de inserção dos mini- parafusos foram executados pelo mesmo operador, seguindo as normas descritas pelo fabricante (Figuras

4.4 e 4.5). Os procedimentos experimentais, incluindo o exame clínico, procedimentos cirúrgicos e fotográficos foram realizados em um ambiente cirúrgico asséptico e com os animais sob anestesia geral inalatória. A desinfecção da boca dos animais, antes dos procedimentos cirúrgicos, foi executada com uma solução de Gluconato de Clorhexidina 1%.

Os animais foram mantidos em canis coletivos durante todo o período de adaptação e em gaiolas individuais no período pós-cirúrgico.

A anestesia geral inalatória foi executada e supervisionada pelo Médico Veterinário responsável pelo Serviço de Anestesiologia do Hospital Veterinário da Universidade Federal de Santa Maria.

ANESTESIA GERAL INALATÓRIA

Os animais foram submetidos à pesagem, banho e jejum sólido previamente aos procedimentos cirúrgicos.

Como medicação pré-anestésica foi administrado uma injeção intramuscular de Meperidina 3mg/kg associada à Acepromazina 0,1 mg/kg. Para Indução Anestésica foi administrada uma injeção intravenosa de Propofol 5mg/kg. Os animais foram entubados com sonda endotraqueal de diâmetro adequado e mantidos sob anestesia inalatória com 1,2 V% de isofurano diluído em O_2 puro, em um fluxo de 15ml/kg/min.

A analgesial local intra-bucal foi executada através da administração de 0,5ml de Lidocaína 2% sem vaso constritor adjacente aos forames infra- orbitários e mentonianos bilateralmente.

A medicação pós-operatória era composta de Analgésico, Cloridrato de Tramadol (Tramal®) 1mg/kg (PO), Antinflamatório, Cetoprofeno (Profenid®) 1mg/kg (IM) e Antibiótico, Espiramicina 75.000 UI/kg e Metronidazol 12,5mg/kg (Stomorgyl 10®) (VO).

EXODONTIA DOS PRÉ-MOLARES SUPERIORES E INFERIORES

Com o objetivo de aumentar a superfície óssea disponível para a inserção dos mini-parafusos foi necessário a exodontia dos pré-molares (P1, P2, P3, P4) superiores e inferiores (Figura 4.2 e 4.3) 90 dias antes do experimento. Este procedimento teve o intuito de facilitar o posicionamento dos mini-parafusos, que seria dificultado pela proximidade das raízes dentárias. A superfície óssea disponível possibilitou a confecção de quatro corpos de prova com dimensões de 4x4mm por hemi-arco.
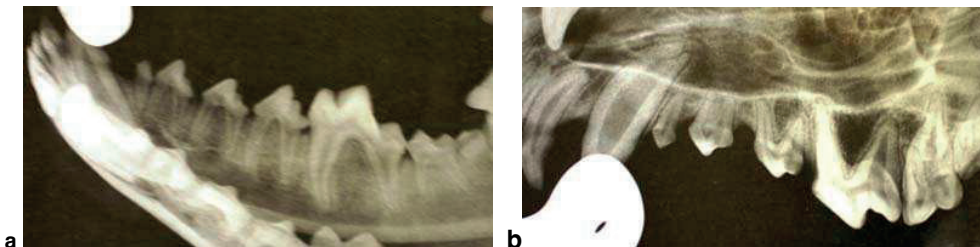
Figura 4.2 – Identificação radiográfica da localização dos dentes pré-molares P1, P2, P3 e P4, maxilares (a) e mandibulares (b) nos cães da raça Beagle
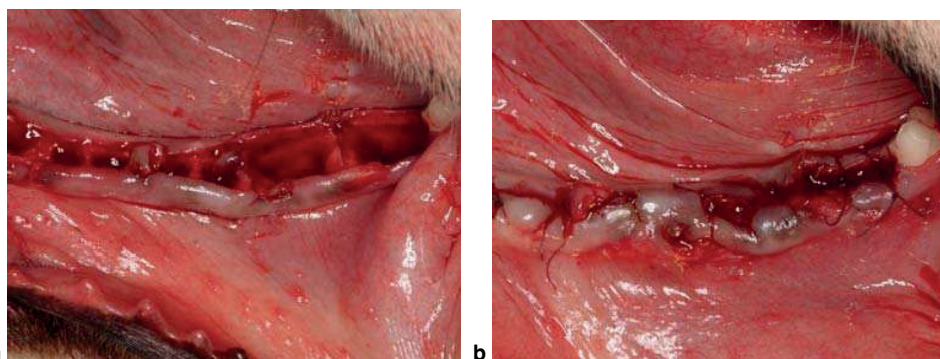
Figura 4.3 – Exodontia dos pré-molares P1, P2, P3 e P4,(a) e reposicionamento da gengiva inserida durante a sutura(b)

TÉCNICA CIRÚRGICA DE INSERÇÃO DOS MINI-PARAFUSOS

A determinação da área de inserção dos mini-parafusos é fundamental. A cabeça do mini-parafuso deve estar posicionada em uma área onde exista uma faixa de gengiva inserida. Quando são colocados em mucosa alveolar ou próximos às inserções de freios a falta de tônus gengival ao redor do colo do parafuso ou a fricção mecânica permanente podem causar inflamação ou irritação do tecido mole. As pesquisas de Melsen e Verna (2005) descrevem esta reação tecidual como um dos principais fatores relacionados à perda prematura dos mini-parafusos.

Após um período de cicatrização / remodelação óssea do alvéolo dentário de aproximadamente de três meses os mini-parafusos foram inseridos verticalmente sobre o rebordo alveolar. Adotamos esta direção de inserção devido ao reposicionamento da faixa de gengiva inserida e a redução da altura do rebordo alveolar gerada pela exodontia dos pré-molares. Após a desinfecção do rebordo alveolar removemos, com o auxílio de um bisturi circular (Tomas nº 302-001-00), uma pequena área circular de gengiva inserida.

Utilizando um motor elétrico para implantes dentários, com velocidade de 800 rpm, sem pressão e sob abundante irrigação externa com solução salina refrigerada (5ºC/41ºF), executamos neste local uma perfuração piloto, no osso cortical (Figura 4.3 b), com uma broca esférica de 1 mm de diâmetro (tomas nº 302-003-00). No osso alveolar a perfuração piloto (Figura 4.4 c) foi executada por meio de uma broca cilíndrica com 1.1 mm de diâmetro e 4 mm de comprimento (Tomas nº 302-103-00).
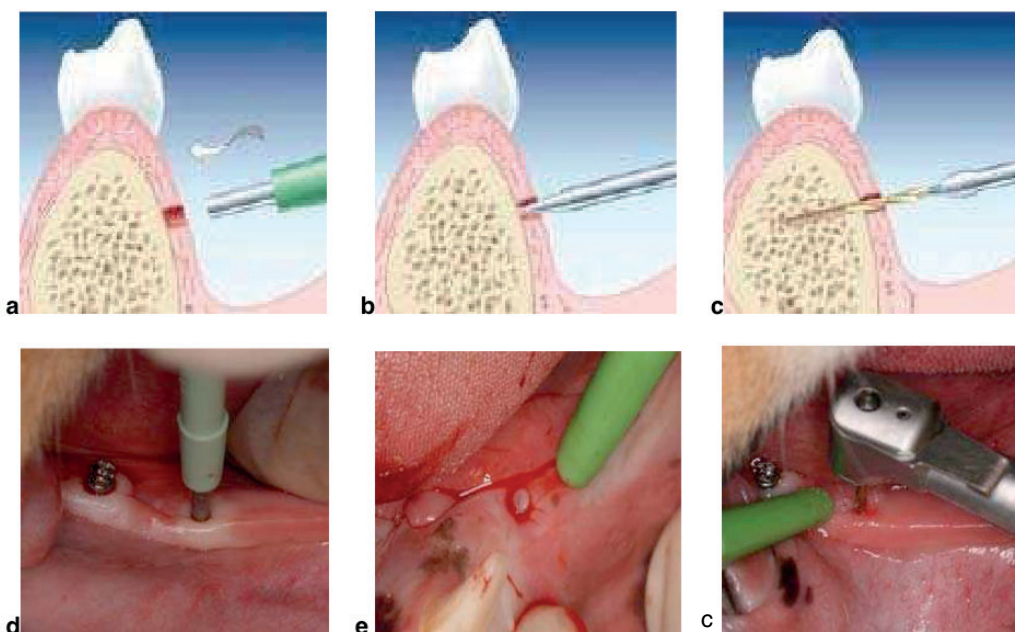
Figura 4.4 – Remoção do tecido gengival (a,d,e); Perfuração do osso cortical – broca esférica (b); Perfuração do osso alveolar – broca cilíndrica (c)

Os mini-parafusos apresentam-se em embalagens estéreis e com um dispositivo plástico de remoção que impede a contaminação, durante a sua manipulação, o que poderia contribuir para a perda prematura do mesmo (Figuras 4.5 a, 4.5 b).

A inserção do mini-parafuso no osso alveolar, através da utilização de chaves apropriadas, foi executada de forma manual. O mini-parafuso foi atarraxado até que o pescoço estivesse em contato com a cortical óssea (Figuras 4.5 d, 4.5 e). Os mini-parafusos utilizados neste estudo foram do tipo auto-rosqueantes, ou seja, apresentam a capacidade de cortar a própria rosca no osso alveolar durante a sua inserção. O torque máximo de inserção, evitando forças excessivas que poderiam fraturar o mini-parafuso ou superaquecer o osso, foi de 20 Ncm em uma velocidade máxima de 25 rpm (Figura 4.5 f). Todos os mini-parafusos foram apoiados na cortical externa e no osso alveolar sem atingir

a cortical óssea do lado oposto, obtendo desta forma ancoragem monocortical (HUJA et al., 2005).
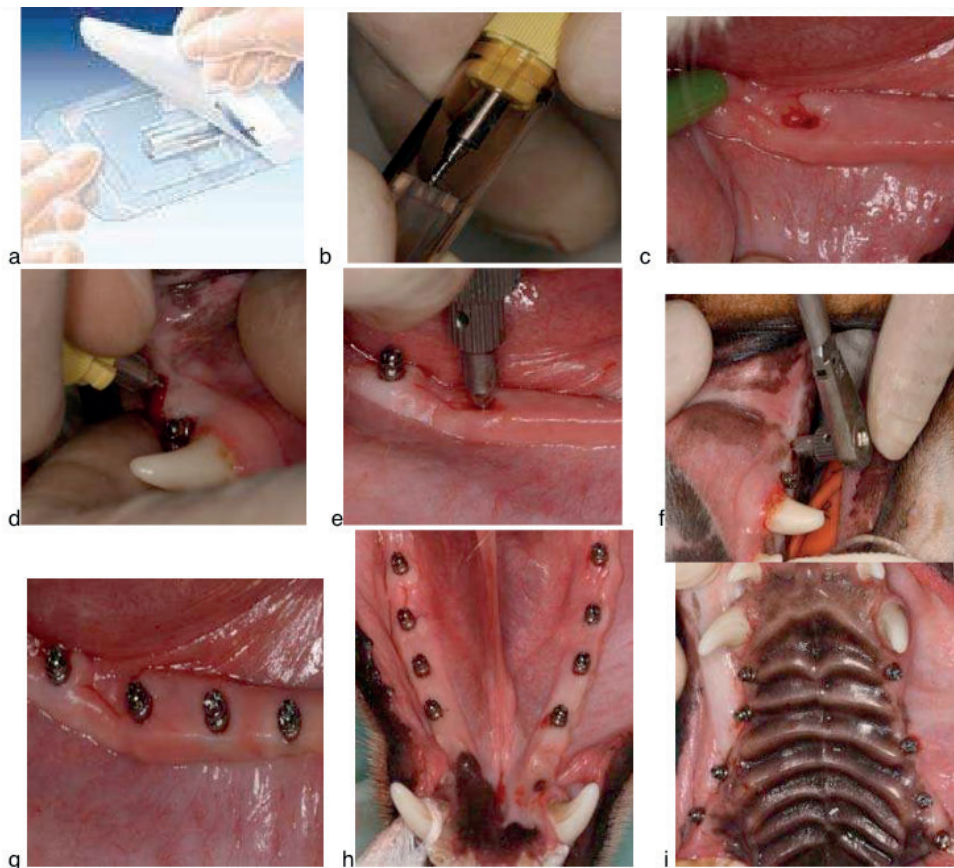
Figura 4.5 – Técnica de inserção do mini-parafuso no osso alveolar: Remoção da embalagem estéril(a,b); Inserção do mini-parafuso no furo piloto / torque de inserção (c,d,e,f,g,h,i)

Foram inseridos 4 mini-parafusos por quadrante dentário, ou seja um total de 16 mini-parafusos por período de cicatrização / animal (Figuras 4.5 g, 4.5 h). Um parafuso por quadrante, escolhido aleatoriamente, será utilizado em um estudo histológico e histomorfométrico associado ao processo de cicatrização óssea. Neste estudo de resistência à tração utilizamos 12 mini-parafusos por período de cicatrização. Os locais de inserção e quadrantes estão descritos nas tabelas 4.1 e 4.2.

Animal I Dia 0		**Animal II Dia 2**		**Anima III Dia 7**	
Maxila 1SD	**Mandíbula 1ID**	**Maxila 2SD**	**Mandíbula 1ID**	**Maxila 1SD**	**Mandíbula 1ID**
3SD	2ID	3SD	2ID	2SD	3ID
4SD	3ID	4SD	4ID	3SD	4ID
2SE	1IE	1SE	1IE	1SE	2IE
3SE	2IE	2SE	3IE	2SE	3IE
4SE	4IE	3SE	4IE	4SE	4IE

Tabela 4.1 - Posição de inserção dos mini-parafusos nos quadrantes superiores e inferiores, direito e esquerdo nos animais I e II

Animal IV Dia 15		Animal V Dia 30	
Maxila 1SD	Mandíbula 2ID	Maxila 1SD	Mandíbula 1ID
2SD	3ID	3SD	2ID
4SD	4ID	4SD	4ID
1SE	1IE	1SE	2IE
3SE	2IE	2SE	3IE
4SE	3IE	3SE	4IE

Tabela 4.2 - Posição de inserção dos mini-parafusos nos quadrantes superiores e inferiores, direito e esquerdo nos animais IV e V

Após a cirurgia de inserção dos mini-parafusos, a higiene bucal dos cães foi mantida por meio de aplicação local de Gluconato de Clorexidina 0,12% de 8/8 horas até o momento da eutanásia. Na fase pós-cirúrgica a alimentação dos cães foi modificada. Utilizamos ração moída hidratada e pasta de carne para evitar forças mastigatórias sobre os mini-parafusos.

REMOÇÃO CIRÚRGICA DOS BLOCOS ÓSSEOS

A execução das manobras clínicas / cirúrgicas seguiu um cronograma pré-determinado que é descrito detalhadamente na tabela 4.3.

Os animais foram anestesiados e os blocos ósseos utilizados para a confecção dos corpos de prova, contendo os mini-parafusos, foram cuidadosamente removidos por meio de uma serra cirúrgica, respeitando uma margem mínima de 4 mm de osso ao redor de cada mini-parafuso. Os tecidos moles foram dissecados e removidos e os segmentos

ósseos, contendo os mini-parafusos, foram conservados em uma solução de formol a 10% até o momento da confecção dos corpos de prova individuais.
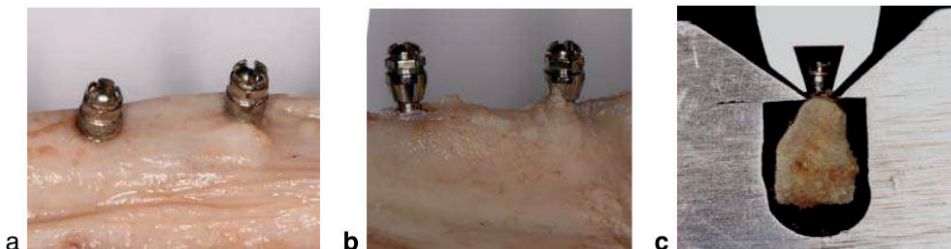
Figura 4.6 – Segmentos ósseos coletados após eutanásia (a); dissecação do tecido mole (b); preparo do corpo de prova e ajuste para teste na garra de tração(c)

Os corpos de prova individuais obtidos foram testados e ajustados aos componentes do sistema de tração, suporte e garra, previamente desenvolvidos, de forma que pudéssemos observar um perfeito alinhamento entre estas estruturas (Figuras 4.6 a, 4.6 b, 4.6 c).

Dia – 90	Dia 0	Dia 2	Dia 7	Dia 15	Dia 30
Exodontia dos pré-molares superiores e inferiores (P1, P2, P3, P4)	Inserção animal II, III, IV e V	Inserção animal I Remoção animal I e II	Remoção animal III	Remoção animal IV	Remoção animal V

Tabela 4.3 - Cronograma de execução do estudo: exodontias; inserção dos mini- parafusos e remoção dos blocos ósseos

PROCEDIMENTO DE EUTANÁSIA DOS ANIMAIS UTILIZADOS NO EXPERIMENTO

A eutanásia justifica-se devido à impossibilidade de manter um suporte ósseo na mandíbula e maxila suficiente para a mastigação efetiva após a remoção dos blocos ósseos contendo os mini-parafusos.

Neste procedimento o médico veterinário anestesista utilizou Acepromazina 0,1mg/kg (IV) como medicação pré-anestésica e Tiopental 10mg/kg (IV) para indução anestésica. A eutanásia foi executada, imediatamente após a administração do barbitúrico, com 20 ml de Cloreto de Potássio. Após este procedimento, os animais foram monitorados por meio de um monitor eletrocardiográfico até a constatação de assistolia, confirmando

o óbito. As condutas adotadas estavam de acordo com as normas do Código de Ética do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e com o Conselho Federal de Medicina Veterinária. Foram seguidas também as normas para prática didático-científica da vivissecção de animais, de acordo coma a Lei Federal 6638, de 08 de maio de 1979, publicada no Diário Oficial da União. Os animais foram doados pelos pesquisadores, após o término dos experimentos, ao Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade Federal da Santa Maria.

TESTE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

Utilizamos o teste de resistência à tração por ser um método padronizado para testar a competência mecânica ou a força de resistência, neste caso, que um parafuso inserido num bloco ósseo apresenta para a sua remoção completa. A quantificação da força de tensão requerida para remover um parafuso de qualquer tipo de material determina a sua resistência a tração.

A execução deste teste exigiu um perfeito alinhamento dos mini- parafusos com o eixo da máquina de ensaio universal (Figura 4.7). Este procedimento evita o surgimento de momento de força (dobras) durante o teste de tração e somente forças na direção axial devem ser registradas. Para isso foram desenvolvidos um suporte e uma garra que permitiram o alinhamento do bloco ósseo contendo o mini-parafuso, quando posicionados na máquina de ensaios. O contorno interno da garra foi torneado de forma que apresentasse uma adaptação perfeita à cabeça do mini-parafuso.

A máquina de ensaios universal utilizada neste estudo foi o modelo EMIC DL 2000® (EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, Brasil). Obedecemos às normas da ASTM International F 543/07 Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Screws / F136 Specification for Wrought Titanium-6 Aluminium-4 Vanadium Alloy for Surgical Implant Applications - Annex A 3.4.2 - Axial Pullout Strength of the Test Specimen, que padroniza os testes de tração de parafusos utilizados em procedimentos médicos. A força de tração foi aplicada sobre o corpo de prova a uma velocidade de 5 mm/min até a separação do mini-parafuso do segmento ósseo. O valor da força máxima de tração, em Newtons, foi obtido através de uma célula de carga de 5000N, conectada à garra de tração, e registrada através do programa de aquisição Tesc 3.01. Gráficos individuais que indicaram a relação entre a força máxima de tração e o deslocamento em milímetros foram construídos pelo programa de aquisição (Figura 4.7 c).

Figura 4.7 – Máquina de ensaios universal EMIC DL 2000 (a); Alinhamento entre suporte, garra, corpo de prova e a máquina (a,b); Gráfico do ensaio de tração (c)

RELAÇÃO ENTRE A INTESIDADE DE FORÇA (Ncm) E A SUPERFÍCIE INSERIDA DO MINI-PARAFUSO NO OSSO (mm^2)

Apesar de os mini-parafusos terem sido completamente rosqueados, ao confeccionarmos os corpos de prova constatamos que durante o processo de inserção a espessura do tecido gengival impediu, em alguns casos, a inserção total da rosca no tecido ósseo (Figura 4.8 a). Quando há exposição de parte da rosca do mini-parafuso o desempenho mecânico pode ficar comprometido. Devido a este fato, não poderíamos realizar comparações de desempenho mecânico entre mini- parafusos que apresentavam diferentes quantidades de inserção no osso. Desta forma mensuramos, através de um paquímetro digital marca Mitutoyo® (Série 500- 144 - Exatidão 0,002mm – Mitutoyo Japan), a quantidade em milímetros da rosca exposta (Figura 4.8 b). As medições foram realizadas pelo mesmo operador, com repetições, e obtido o valor médio da exposição da rosca dos mini-parafusos. Após a coleta destes dados, desenvolvemos um método que possibilitou a avaliação do desempenho dos mini-parafusos. O fabricante forneceu o comprimento (4,4mm) e a área correspondente à superfície externa ativa (26,89 mm^2), calculada a partir da eliminação da ponta do mini-parafuso (Figura 4.8 e). Através destas informações, foi possível avaliar a relação entre a quantidade superfície inserida (área) do mini- parafuso no osso (mm^2) e a intensidade da força de resistência no ensaio de tração (Ncm).
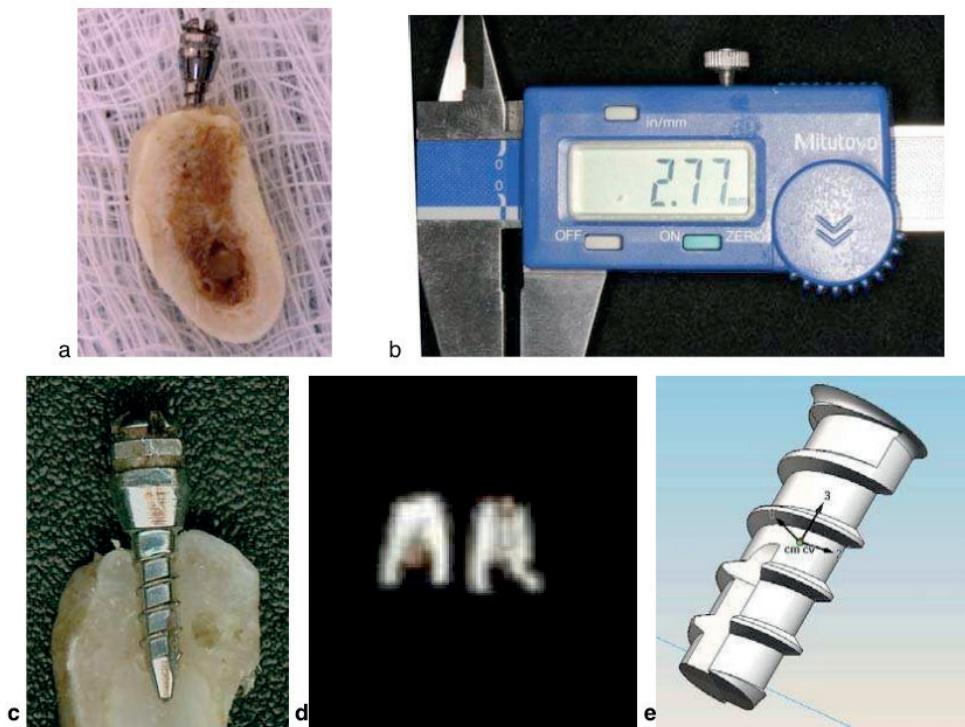
Figura 4.8 – Corpo de prova com exposição da rosca do mini-parafuso (a); medição executada no paquímetro digital Mitutoyo série 500 (b); Corpo de prova seccionado e mini-parafusos posicionado no local de inserção (c); imagem tomográfica do corpo de prova seccionado (d) e corpo do mini- parafuso para cálculo da área da superfície (e)

ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Foram realizadas análises de variância (ANOVA) para cada desfecho, sendo o dia (período de cicatrização) o fator de comparação. O método de comparações múltiplas de Bonferroni foi utilizado para verificar em qual dia a intensidade da força foi maior (NETER et al. 1996).

O programa utilizado nas análises estatísticas foi o SPSS – Statistical Package for the Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, USA) na versão 13.0 e os gráficos foram elaborados utilizando o programa Microsoft Excel® 2003. Os dados foram ilustrados através de gráficos de barras (BUSSAB; MORETTIN, 1987) e em todas as análises utilizou-se o nível de significancia de 5%.

RESULTADOS

OBSERVAÇÕES CLÍNICAS

Durante o processo de inserção / remoção dos 60 mini-parafusos (TOMAS® – Temporary Orthodontic Micro Anchorage System / Dentaurum / Germany - nº 302- 106-00) não houve nenhuma fratura, deformação ou ocorrência que pudesse impossibilitar a sua utilização neste estudo. Os mini-parafusos foram posicionados monocorticalmente (Figura 4.8 a,c) e apresentaram-se clinicamente estáveis e imóveis após a inserção. Após os procedimentos cirúrgicos a recuperação dos animais foi satisfatória e não foram observados sinais de infecção ou inflamação durante o período de cicatrização.

TESTE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

O teste de resistência à tração mensurou, nos 60 corpos de prova, o desempenho mecânico dos mini-parafusos. Os resultados iniciais, correspondentes à resistência à tração e respectivos períodos de cicatrização, estão descritos nas tabelas 5.1 e 5.2. Observou-se, através dos resultados da análise de variância (Tabela 5.1 e Gráfico 5.1), que a força de resistência à tração apresentou diferenças significativas entre os dias ($p = 0{,}035$). Os resultados da Comparação Múltipla de Bonferroni, para a força de tração entre os dias (Tabela 5.2), demonstraram que no dia 7 a intensidade da força era em média 116,33N superior àquela do dia 15 ($p = 0{,}039$). Nos outros períodos avaliados não foram observadas diferenças estatisticamente significantes ($p > 0{,}05$). Porém, quando analisamos os corpos de prova e constatamos que parte da superfície da rosca de alguns mini-parafusos encontrava-se exposta decidimos reavaliar estes dados estatísticos iniciais, que indicavam o melhor desempenho no dia 7. As diferentes características anatômicas da maxila e mandíbula observadas nos estudos de Huja et al. (2005), Wu et al. (2008) e Salmória et al. (2007), também contribuíram para a modificação do método de avaliação dos resultados. Desta forma, decidimos avaliar o desempenho dos mini-parafusos, nos diferentes períodos de cicatrização, considerando os quadrantes dentários na maxila e mandíbula associando a intensidade da força de tração (Ncm) com a área da superfície inserida dos mini-parafusos (mm^2). Estes resultados estão descritos nas tabelas 5.3 a 5.36.

Medida	Dia	Média	DP	Mínimo	Máximo	N	P
Força de Tração	0	253,91	116,36	42	437	12	0,035
	2	207,08	77,97	106	322	12	
	7	279,50	102,02	119	424	12	
	15	163,17	74,62	74	278	12	
	30	202,92	96,62	78	374	12	
	Total	220,76	100,01	42	437	59	

Tabela 5.1 – Descrição da força de tração em cada dia e os resultados da Análise de Variância

Comparação		Diferença Média	Erro Padrão	P
Dia 0	Dia 2	46,83	39,38	>0,999
Dia 0	Dia 7	-25,59	39,38	>0,999
Dia 0	Dia 15	90,74	39,38	0,251
Dia 0	Dia 30	50,99	39,38	>0,999
Dia 2	Dia 7	-72,42	38,52	0,655
Dia 2	Dia 15	43,92	38,52	>0,999
Dia 2	Dia 30	4,17	38,52	>0,999
Dia 7	Dia 15	116,33	38,52	0,039
Dia 7	Dia 30	76,58	38,52	0,519
Dia 15	Dia 30	-39,75	38,52	>0,999

Tabela 5.2 – Comparações múltiplas de Bonferroni para a força de tração entre os dias
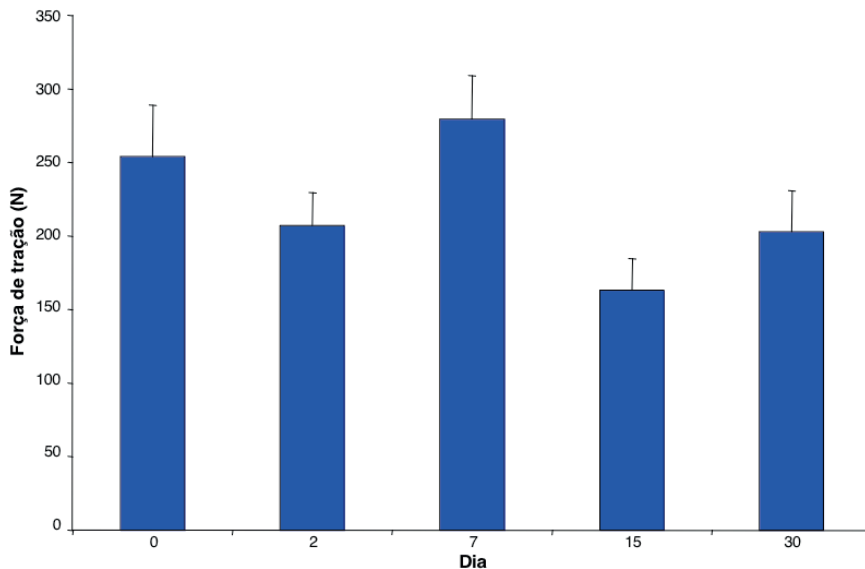
Gráfico 5.1 - Força de tração em média no 7º dia é a maior e no 15º dia é a menor

Dia 0 Maxila	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm2)	%	Ncm / mm2
I 1SD	161,48	-	4,44	26,89	100	6,01
I 3SD	42,1	-	4,44	26,89	100	1,57
I 4SD	247,93	-	4,44	26,89	100	9,22
I 2SE	235,81	-	4,44	26,89	100	8,77
I 3SE	133,58	-	4,44	26,89	100	4,97
I 4SE	29,63	4,09	0,35	2,12	8	13,98
Média	141,76	4,09	3,76	22,76	84,67	7,42
DP	92,82		1,67	10,11	37,56	4,25

Tabela 5.3 – Resultados dos testes de tração Dia 0 / Maxila

Dia 0 Maxila Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm²)	%	Ncm / mm²
I 1SD	161,48	-	4,44	26,89	100	6,01
I 3SD	42,1	-	4,44	26,89	100	1,57
I 4SD	247,93	-	4,44	26,89	100	9,22
Média	150,50		4,44	26,89	100,00	5,60
DP	103,35		0,00	0,00	0,00	3,84

Tabela 5.4 – Resultados dos testes de tração Dia 0 / Maxila Direita

Dia 0 Maxila Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm²)	%	Ncm / mm²
I 2SE	235,81	-	4,44	26,89	100	8,77
I 3SE	133,58	-	4,44	26,89	100	4,97
I 4SE	29,63	4,09	0,35	2,12	8	13,98
Média	133,01	4,09	3,08	18,63	69,33	9,24
DP	103,09		2,36	14,30	53,12	4,52

Tabela 5.5 – Resultados dos testes de tração Dia 0 / Maxila Esquerda

Dia 2 Maxila	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm²)	%	Ncm / mm²
II 2SD	225,58	1,21	3,23	19,56	73	11,53
II 3SD	106,38	-	4,44	26,89	100	3,96
II 4SD	119,55	-	4,44	26,89	100	4,45
II 1SE	118,68	-	4,44	26,89	100	4,41
II 2SE	322,43	2,13	2,31	13,99	53	23,05
II 3SE	120,07	-	4,44	26,89	100	4,47
Média	168,78	1,67	3,88	23,52	87,67	8,65
DP	87,22	0,65	0,91	5,51	20,13	7,63

Tabela 5.6 – Resultados dos testes de tração Dia 2 / Maxila

Dia 2 Maxila Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
II 2SD	225,58	1,21	3,23	19,56	73	11,53
II 3SD	106,38	-	4,44	26,89	100	3,96
II 4SD	119,55	-	4,44	26,89	100	4,45
Média	150,50	1,21	4,04	24,45	91,00	6,65
DP	65,35		0,70	4,23	15,59	4,24

Tabela 5.7 – Resultados dos testes de tração Dia 2 / Maxila Direita

Dia 2 Maxila Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
II 1SE	118,68	-	4,44	26,89	100	4,41
II 2SE	322,43	2,13	2,31	13,99	53	23,05
II 3SE	120,07	-	4,44	26,89	100	4,47
Média	187,06	2,13	3,73	22,59	84,33	10,64
DP	117,24		1,23	7,45	27,14	10,74

Tabela 5.8 – Resultados dos testes de tração Dia 2 / Maxila Esquerda

Dia 7 Maxila	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
III 1SD	183,83	-	4,44	26,89	100	6,84
III 2SD	315,16	2,11	2,33	14,111	53	22,33
III 3SD	305,28	-	4,44	26,89	100	11,35
III 1SE	212,76	-	4,44	26,89	100	7,91
III 2SE	286,57	-	4,44	26,89	100	10,66
III 4SE	118,51	-	4,44	26,89	100	4,41
Média	237,02	2,11	4,09	24,76	92,17	10,58
DP	78,34		0,86	5,22	19,19	6,29

Tabela 5.9 – Resultados dos testes de tração Dia 7 / Maxila

Dia 7 Maxila Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm²)	%	Ncm / mm²
III 1SD	183,83	-	4,44	26,89	100	6,84
III 2SD	315,16	2,11	2,33	14,111	53	22,33
III 3SD	305,28	-	4,44	26,89	100	11,35
Média	268,09	2,11	3,74	22,63	84,33	13,51
DP	73,14		1,22	7,38	27,14	7,97

Tabela 5.10 – Resultados dos testes de tração Dia 7 / Maxila Direita

Dia 7 Maxila Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm²)	%	Ncm / mm²
III 1SE	212,76	-	4,44	26,89	100	7,91
III 2SE	286,57	-	4,44	26,89	100	10,66
III 4SE	118,51	-	4,44	26,89	100	4,41
Média	205,95		4,44	26,89	100	7,66
DP	84,24		0,00	0,00	0,00	3,13

Tabela 5.11 – Resultados dos testes de tração Dia 7 / Maxila Esquerda

Dia 15 Maxila	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm²)	%	Ncm / mm²
IV 1SD	261,45	-	4,44	26,89	100	9,72
IV 2SD	122,84	-	4,44	26,89	100	4,57
IV 4SD	154,03	-	4,44	26,89	100	5,73
IV 1SE	277,91	-	4,44	26,89	100	10,34
IV 3SE	94,43	-	4,44	26,89	100	3,51
IV 4SE	106,38	1,99	2,45	14,838	56	7,17
Média	169,51	1,99	4,11	24,88	92,67	6,84
DP	80,30		0,81	4,92	17,96	2,76

Tabela 5.12 – Resultados dos testes de tração Dia 15 / Maxila

Dia 15 Maxila Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
IV 1SD	261,45	-	4,44	26,89	100	9,72
IV 2SD	122,84	-	4,44	26,89	100	4,57
IV 4SD	154,03	-	4,44	26,89	100	5,73
Média	179,44		4,44	26,89	100	6,67
DP	72,71		0,00	0,00	0,00	2,70

Tabela 5.13 – Resultados dos testes de tração Dia 15 / Maxila Direita

Dia 15 Maxila Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
IV 1SE	277,91	-	4,44	26,89	100	10,34
IV 3SE	94,43	-	4,44	26,89	100	3,51
IV 4SE	106,38	1,99	2,45	14,838	56	7,17
Média	159,57	1,99	3,78	22,87	85,33	7,01
DP	102,66		1,15	6,96	25,40	3,42

Tabela 5.14 – Resultados dos testes de tração Dia 15 / Maxila Esquerda

Dia 30 Maxila	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
V 1SD	308,4	-	4,44	26,89	100	11,47
V 3SD	164,25	2,16	2,28	13,808	52	11,89
V 4SD	152,81	-	4,44	26,89	100	5,68
V 1SE	231,30	-	4,44	26,89	100	8,6
V 2SE	119,38	0,56	3,88	23,498	88	5,08
V 3SE	77,97	-	4,44	26,89	100	2,9
Média	175,69	1,36	3,99	24,14	90,00	7,60
DP	82,56	1,13	0,87	5,24	19,22	3,65

Tabela 5.15 – Resultados dos testes de tração Dia 30 / Maxila

Dia 30 Maxila Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
V 1SD	308,4	-	4,44	26,89	100	11,47
V 3SD	164,25	2,16	2,28	13,808	52	11,89
V 4SD	152,81	-	4,44	26,89	100	5,68
Média	208,49	2,16	3,72	22,53	84,00	9,68
DP	86,72		1,25	7,55	27,71	3,47

Tabela 5.16 – Resultados dos testes de tração Dia 30 / Maxila Direita

Dia 30 Maxila Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
V 1SE	231,30	-	4,44	26,89	100	8,6
V 2SE	119,38	0,56	3,88	23,498	88	5,08
V 3SE	77,97	-	4,44	26,89	100	2,9
Média	142,88	0,56	4,25	25,76	96,00	5,53
DP	79,32		0,32	1,96	6,93	2,88

Tabela 5.17 – Resultados dos testes de tração Dia 30 / Maxila Esquerda

Dia 0 - Mandíbula	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
I 1ID	235,11	-	4,44	26,89	100	8,74
I 2ID	299,22	-	4,44	26,89	100	11,13
I 3ID	249,67	-	4,44	26,89	100	9,28
I 1IE	404,39	-	4,44	26,89	100	15,04
I 2IE	437,48	0,63	3,81	23,06	86	18,97
I 4IE	346,69	-	4,44	26,89	100	12,89
Média	328,76	0,63	4,34	26,25	97,67	12,68
DP	82,17		0,26	1,56	5,72	3,86

Tabela 5.18 – Resultados dos testes de tração Dia 0 / Mandíbula

Dia 0 Mandíbula Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
I 1ID	235,11	-	4,44	26,89	100	8,74
I 2ID	299,22	-	4,44	26,89	100	11,13
I 3ID	249,67	-	4,44	26,89	100	9,28
Média	261,33		4,44	26,89	100,00	9,72
DP	33,61		0,00	0,00	0,00	1,25

Tabela 5.19 – Resultados dos testes de tração Dia 0 / Mandíbula Direita

Dia 0 Mandíbula Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
I 1IE	404,39	-	4,44	26,89	100	15,04
I 2IE	437,48	0,63	3,81	23,06	86	18,97
I 4IE	346,69	-	4,44	26,89	100	12,89
Média	396,19	0,63	4,23	25,61	95,33	15,63
DP	45,95		0,36	2,21	8,08	3,08

Tabela 5.20 – Resultados dos testes de tração Dia 0 / Mandíbula Esquerda

Dia 2 - Mandíbula	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
II 1ID	282,41	-	4,44	26,89	100	10,50
II 2ID	285,18	-	4,44	26,89	100	10,61
II 4ID	159,92	0,66	3,78	22,88	86	6,99
II 1IE	232,17	0,61	3,83	23,21	87	10,00
II 3IE	276,17	-	4,44	26,89	100	10,27
II 4IE	236,67	-	4,44	26,89	100	8,80
Média	245,42	0,64	4,23	25,61	95,50	9,53
DP	47,87	0,04	0,33	1,99	6,98	1,40

Tabela 5.21 – Resultados dos testes de tração Dia 2 / Mandíbula

Dia 2 Mandíbula Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
II 1ID	282,41	-	4,44	26,89	100	10,5
II 2ID	285,18	-	4,44	26,89	100	10,61
II 4ID	159,92	0,66	3,78	22,88	86	6,99
Média	242,50	0,66	4,22	25,55	95,33	9,37
DP	71,53		0,38	2,32	8,08	2,06

Tabela 5.22 – Resultados dos testes de tração Dia 2 / Mandíbula Direita

Dia 2 Mandíbula Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
II 1IE	232,17	0,61	3,83	23,21	87	10
II 3IE	276,17	-	4,44	26,89	100	10,27
II 4IE	236,67	-	4,44	26,89	100	8,8
Média	248,34	0,61	4,24	25,66	95,67	9,69
DP	24,21		0,35	2,12	7,51	0,78

Tabela 5.23 – Resultados dos testes de tração Dia 2 / Mandíbula Esquerda

Dia 7 - Mandíbula	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
III 1ID	410,45	1,55	2,89	17,503	66	23,45
III 3ID	424,31	-	4,44	26,89	100	15,78
III 4ID	257,12	-	4,44	26,89	100	9,56
III 2IE	135,66	2,26	2,18	13,203	50	10,28
III 3IE	394,86	2,09	2,35	14,232	53	27,74
III 4IE	309,27	-	4,44	26,89	100	11,5
Média	321,95	1,97	3,46	20,93	78,17	16,39
DP	111,98	0,37	1,10	6,68	24,51	7,58

Tabela 5.24 – Resultados dos testes de tração Dia 7 / Mandíbula

Dia 7 Mandíbula Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
III 1ID	410,45	1,55	2,89	17,503	66	23,45
III 3ID	424,31	-	4,44	26,89	100	15,78
III 4ID	257,12	-	4,44	26,89	100	9,56
Média	363,96	1,55	3,92	23,76	88,67	16,26
DP	92,79		0,89	5,42	19,63	6,96

Tabela 5.25 – Resultados dos testes de tração Dia 7 / Mandíbula Direita

Dia 7 Mandíbula Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
III 2IE	135,66	2,26	2,18	13,203	50	10,28
III 3IE	394,86	2,09	2,35	14,232	53	27,74
III 4IE	309,27	-	4,44	26,89	100	11,5
Média	279,93	2,18	2,99	18,11	67,67	16,51
DP	132,07	0,12	1,26	7,62	28,04	9,75

Tabela 5.26 – Resultados dos testes de tração Dia 7 / Mandíbula Esquerda

Dia 15 Mandíbula	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
IV 2ID	253,13	1,46	2,98	18,048	68	14,03
IV 3ID	128,9	1,77	2,67	16,17	61	7,97
IV 4ID	85,76	-	4,44	26,89	100	3,19
IV 1IE	162	0,82	3,62	21,924	82	7,39
IV 2IE	73,81	-	4,44	26,89	100	2,74
IV 3IE	237,54	2,05	2,39	14,475	54	16,41
Média	156,86	1,53	3,42	20,73	77,50	8,62
DP	75,55	0,53	0,89	5,37	19,74	5,58

Tabela 5.27 – Resultados dos testes de tração Dia 15 / Mandíbula

Dia 15 Mandíbula Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
IV 2ID	253,13	1,46	2,98	18,048	68	14,03
IV 3ID	128,9	1,77	2,67	16,17	61	7,97
IV 4ID	85,76	-	4,44	26,89	100	3,19
Média	155,93	1,62	3,36	20,37	76,33	8,40
DP	86,90	0,22	0,95	5,72	20,79	5,43

Tabela 5.28 – Resultados dos testes de tração Dia 15 / Mandíbula Direita

Dia 15 Mandíbula Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
IV 1IE	162	0,82	3,62	21,924	82	7,39
IV 2IE	73,81	-	4,44	26,89	100	2,74
IV 3IE	237,54	2,05	2,39	14,475	54	16,41
Média	157,78	1,44	3,48	21,10	78,67	8,85
DP	81,95	0,87	1,03	6,25	23,18	6,95

Tabela 5.29 – Resultados dos testes de tração Dia 15 / Mandíbula Esquerda

Dia 30 Mandíbula	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
V 1ID	175,68	1,94	2,5	15,141	57	11,6
V 2ID	123,01	1,54	2,9	17,563	66	7
V 4ID	128,9	2,46	1,98	11,991	45	10,75
V 2IE	374,41	-	4,44	26,89	100	13,92
V 3IE	349,64	-	4,44	26,89	100	13
V 4IE	229,57	-	4,44	26,89	100	8,54
Média	230,20	1,98	3,45	20,89	78,00	10,80
DP	109,35	0,46	1,12	6,80	25,00	2,64

Tabela 5.30 – Resultados dos testes de tração Dia 30 / Mandíbula

Dia 30 Mandíbula Direita	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
V 1ID	175,68	1,94	2,5	15,141	57	11,6
V 2ID	123,01	1,54	2,9	17,563	66	7
V 4ID	128,9	2,46	1,98	11,991	45	10,75
Média	142,53	1,98	2,46	14,90	56,00	9,78
DP	28,86	0,46	0,46	2,79	10,54	2,45

Tabela 5.31 – Resultados dos testes de tração Dia 30 / Mandíbula Direita

Dia 30 Mandíbula Esquerda	Intensidade da Força (Ncm)	Exposição (mm)	Comprimento Ativo (mm)	Superfície Inserida (mm^2)	%	Ncm / mm^2
V 2IE	374,41	-	4,44	26,89	100	13,92
V 3IE	349,64	-	4,44	26,89	100	13
V 4IE	229,57	-	4,44	26,89	100	8,54
Média	317,87		4,44	26,89	100,00	11,82
DP	77,47		0,00	0,00	0,00	2,88

Tabela 5.32 – Resultados dos testes de tração Dia 30 / Mandíbula Esquerda

Para verificar se o dia de retirada do mini-parafuso (período de cicatrização) influenciou na força de tração/superfície inserida e se a superfície inserida sofreu variação na amostra, foram realizadas análises de variância para cada desfecho (força de tração/ superfície inserida e superfície inserida), sendo o dia o fator de comparação (Tabelas 5.33 e 5.34). O nível de significância utilizados para a realização dos testes estatísticos foi de 5% (NETER et al. 1996).

Medida	Dia	Média	DP	Mínimo	Máximo	N	p
Superfície Inserida (mm^2)	0	24,51	7,14	2,12	26,89	12	
	2	23,49	5,02	13,99	26,89	12	
	7	22,85	6,05	13,2	26,89	12	0,93
	15	22,81	5,37	14,47	26,89	12	
	30	22,52	6,03	11,99	26,89	12	
Total		23,23	5,80	2,12	26,89	12	

Tabela 5.33 – Resultados da Análise de Variância Superfície Inserida (mm^2) / Dia

Medida	Dia	Média	DP	Mínimo	Máximo	N	P
Força de tração – superfície inserida (Ncm/ mm^2)	0	10,05	4,75	1,57	18,97	12	
	2	9,94	5,99	3,96	23,05	12	
	7	13,48	7,3	4,41	27,74	12	1,126
	15	7,73	4,3	2,74	16,41	12	
	30	9,2	3,46	2,9	13,92	12	
Total		10,08	5,49	1,57	27,74	60	

Tabela 5.34 – Resultados da Análise de Variância Força de Tração – Superfície inserida (Ncm/ mm^2) / Dia

Os resultados revelaram que a média da área da superfície inserida dos mini-parafusos foi estatisticamente a mesma entre os períodos avaliados (p= 0,930).

Não houve relação estatisticamente significante entre a intensidade da força de tração / superfície inserida e os períodos de cicatrização avaliados (p= 0,126).

Os gráficos de barras propostos por Bussab e Morettin (1987) ilustram os resultados obtidos com os valores médios da intensidade da força de tração/superfície inserida (Gráfico 5.2) e a quantidade de superfície inserida com os respectivos erros padrões (Gráfico 5.3) de acordo com os períodos de cicatrização.
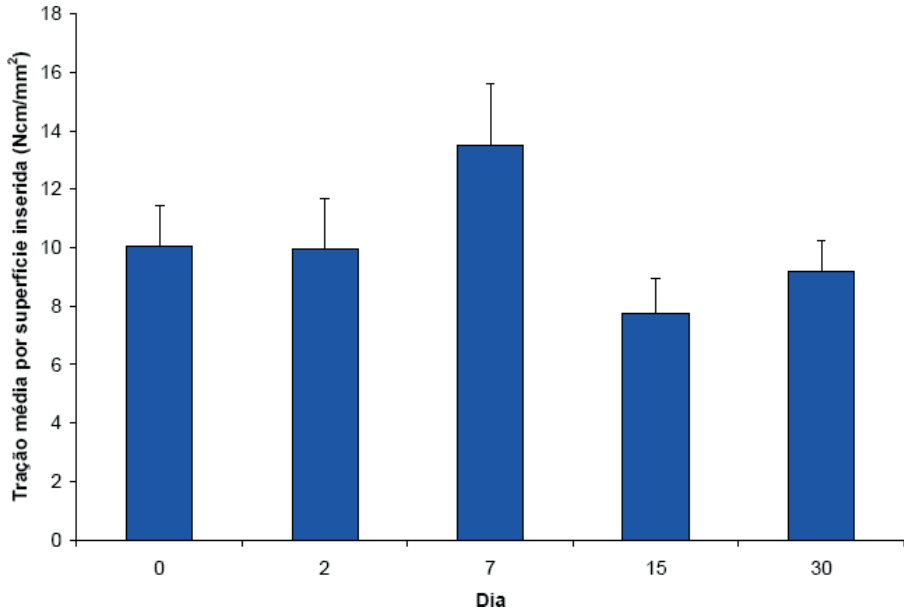
Gráfico 5.2 - Intensidade da força de tração/superfície inserida média (maxila e mandíbula) em diferentes períodos de cicatrização e respectivos erros padrões
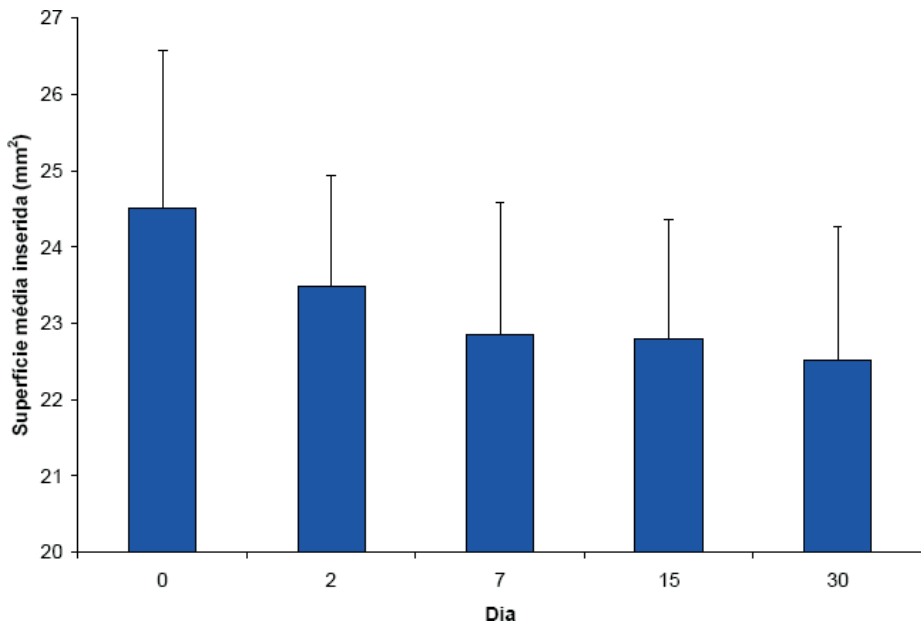
Gráfico 5.3 – Superfície inserida média dos mini-parafusos (maxila e mandíbula) em cada período de cicatrização e respectivos erros padrões

Para verificar se o dia da remoção dos mini-parafusos ou local de inserção (superior / inferior) influenciavam na força de tração / superfície inserida e se a superfície inserida variou entre os períodos de cicatrização (dias), foram realizadas análises de variância para cada desfecho (força de tração/superfície inserida e superfície inserida), com dois fatores, sendo o dia e o osso os fatores de comparação (Tabelas 5.35 e 5.36).

Os gráficos de barras propostos por Bussab e Morettin (1987) ilustram os resultados obtidos com os valores médios da intensidade da força de tração/superfície inserida (Ncm/mm^2) x dia /osso (Gráfico 5.4) e a quantidade média de superfície inserida (mm^2) x dia /osso com os respectivos erros padrões (Gráfico 5.5) de acordo com os períodos de cicatrização.

Medida	Dia	Osso	Média	DP	Mínimo	Máximo	N
Superfície Inserida (mm^2)	0	Superior	22,76	10,11	2,12	26,89	6
		Inferior	26,25	1,56	23,06	26,89	6
	2	Superior	23,52	5,51	13,99	26,89	6
		Inferior	25,61	1,99	22,88	26,89	6
	7	Superior	24,76	5,22	14,11	26,89	6
		Inferior	20,93	6,68	13,20	26,89	6
	15	Superior	24,88	4,92	14,84	26,89	6
		Inferior	20,73	5,37	14,48	26,89	6
	30	Superior	24,14	5,24	13,81	26,89	6
		Inferior	20,89	6,80	11,99	26,89	6
Total		Superior	24,01	6,09	2,12	26,89	30
		Inferior	22,88	5,31	11,99	26,89	30

Tabela 5.35 – Descrição da Superfície Inserida (mm^2) em cada dia / Osso

Medida	Dia	Osso		DP	Mínimo	Máximo	N
Força de tração – superfície inserida (Ncm/mm²)	0	Superior Inferior	7,42 12,68	4,25 3,86	1,57 8,74	13,98 18,97	6 6
	2	Superior Inferior	8,65 9,53	7,63 1,40	3,96 6,99	23,05 10,61	6 6
	7	Superior Inferior	10,58 16,39	6,29 7,58	4,41 9,56	22,33 27,74	6 6
	15	Superior Inferior	6,84 8,62	2,76 5,58	3,51 2,74	10,34 16,41	6 6
	30	Superior Inferior	7,60 10,80	3,65 2,64	2,90 7,00	11,89 13,92	6 6
Total		Superior Inferior	8,22 11,60	5,04 5,22	1,57 2,74	23,05 27,74	30 30

Tabela 5.36 – Descrição da Força de Tração / Superfície Inserida (Ncm/mm²) em cada dia / Osso
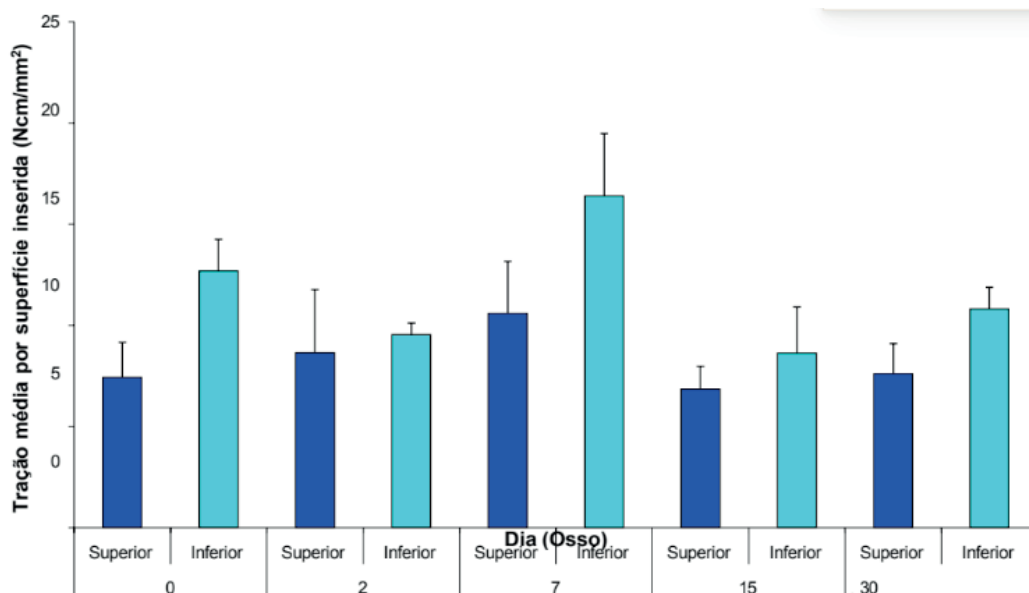
Gráfico 5.4 - Intensidade da força de tração/superfície inserida média (Ncm/mm²) em cada dia / osso e respectivos erros padrões
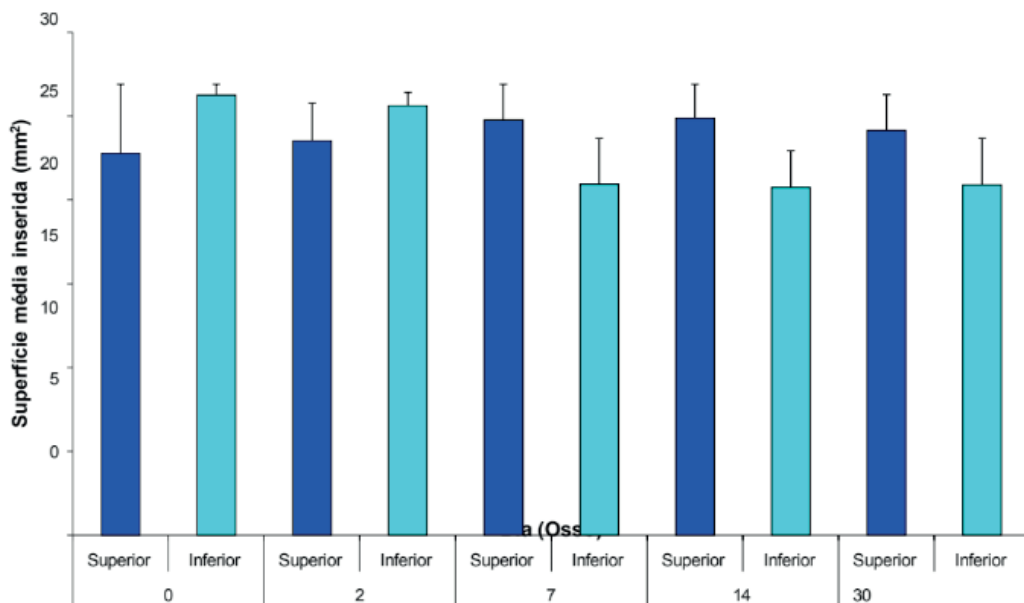
Gráfico 5.5 – Superfície Média Inserida (mm^2) / Dias 0, 2, 7, 15 e 30 / Osso (superior / inferior) e respectivos erros padrões

Os resultados da análise de variância da superfície inserida (mm^2) / dia / osso (Tabela 5.37) demonstraram que a superfície inserida foi em média estatisticamente a mesma entre os dias e entre os ossos superiores e inferiores ($p > 0,05$). Quando avaliamos a força de tração média / superfície inserida (Tabela 5.38) observamos que apresentam comportamento estatisticamente igual (interação $p = 0,701$) entre os ossos, nos diferentes períodos de cicatrização, porém estatisticamente maior no osso inferior ($p = 0,011$). Também não encontramos diferenças médias estatisticamente significantes entre os dias ($p = 0,076$), ou seja a tração média / superfície inserida é estatisticamente maior no osso inferior independente do período de cicatrização.

Medida	Fator	Soma de Quadrados	gl	Quadrado Médio	Valor F	P
Superfície Inserida (mm^2)	Dia	47,99	4	12,00	0,36	0,839
	Osso	19,11	1	19,11	0,57	0,455
	Dia*Osso (interação)	157,75	4	39,44	1,17	0,336
	Erro	1688,37	50	33,77		
Total		34903,86	60			

Tabela 5.37 – Resultados da Análise de Variância da Superfície Inserida (mm^2) / Dia / Osso

Medida	Fator	Soma de Quadrados	gl	Quadrado Médio	Valor F	P
Força de tração – superfície inserida (Ncm/ mm^2)	Dia	224,65	4	56,16	2,25	0,076
	Osso	171,77	1	171,77	6,89	0,011
	Dia*Osso (interação)	54,60	4	13,65	0,55	0,701
	Erro	1245,70	50	24,91		
Total		7589,60	60			

Tabela 5.38 – Resultados da Análise de Variância Força de Tração – Superfície Inserida (Ncm/ mm^2) / Dia / Osso

DISCUSSÃO

No planejamento do tratamento ortodôntico das más-oclusões dentárias são identificados os dentes que devem ser movimentados para que sejam corrigidas as suas más posições, e os dentes que apresentarem boas posições servirão como unidade de ancoragem. Dependendo das características individuais de cada caso, é necessário que se preserve a ancoragem de forma máxima, moderada ou mínima. Portanto, a dinâmica do tratamento ortodôntico está relacionada à estabilidade da unidade de ancoragem (PROFFIT, 2000). Nos casos onde é necessária a ancoragem máxima, existe uma limitação inerente à 3ª lei da dinâmica de Newton, quando são utilizados dentes como unidade de ancoragem. Nesses casos, seria necessário utilizar alguma estratégia que fornecesse ancoragem absoluta para reduzir o tempo de tratamento e obter melhores resultados (GRAY, 1983; HIGUCHI, 1991; KANOMI, 1997, OHMAE et al. 2001; ROBERTS, 1990 e 2000; WANG e LIOU 2008).

Alguns autores apresentaram estudos com implantes orais convencionais ou modificados que demonstraram alto índice de sucesso quando utilizados como ancoragem nos tratamentos ortodônticos (ROBERTS, 2000; WEHRBEIN et al., 1996). Porém, essa possibilidade estava limitada aos pacientes que por razões protéticas tinham recebido implantes, ou o plano tratamento exigia a instalação desses.

A partir dessas experiências preliminares, nas quais foi confirmada a possibilidade real de se obter ancoragem absoluta, foram desenvolvidos os mini- parafusos ou mini-implantes ortodônticos, que são dispositivos temporários com características de versatilidade, técnica de instalação e remoção relativamente simples e que permitem a sua colocação de forma estratégica, conforme as necessidades individuais. Kim et al. (2008) descreveram que o dispositivo ideal para ancoragem temporária deve promover uma ancoragem estacionária/absoluta durante o período de tratamento ativo, resistindo à dinâmica das forças e momentos gerados, além de ser de fácil remoção.

Vários autores (PARK et al., 2004; PARK; KWON, 2004; UPADHYAY et al., 2008) apresentaram casos clínicos bem sucedidos e outros apresentaram estudos que não obtiveram um índice de sucesso semelhante (MIYAWAKI et al., 2003). Estas observações são naturalmente um grande estímulo para a realização de estudos que visem identificar os fatores que podem levar ao insucesso. Sendo assim, as questões a serem analisadas devem incluir, entre outros, o tipo de mini- parafuso a ser utilizado, o protocolo de utilização, o seu desempenho mecânico e a reação dos tecidos frente à inserção e à ativação do mini-parafuso. Quando são verificadas altas taxas de falhas, alguns fatores devem ser considerados. Meyer et al. (2004) observaram que a carga biomecânica sobre o osso

associada ao protocolo de ativação, apresentaram um grande impacto sobre a cicatrização óssea na região adjacente ao mini-parafuso. Estes fatores podem ser determinantes no sucesso clínico dos mini-parafusos.

Nosso estudo foi conduzido com a intenção de se estabelecer condutas clínicas a partir da determinação da capacidade de retenção mecânica dos mini- parafusos, em diferentes períodos de cicatrização. Dessa forma, avaliamos neste primeiro estudo a resistência à tração para termos um parâmetro da intensidade de força que estes dispositivos podem suportar sem perder a estabilidade. Para realizar o estudo, a proposta exigia um modelo experimental que superasse as limitações apresentadas por outros autores na literatura. O primeiro passo seria desenvolver um modelo que permitisse construir corpos de prova contendo o mini-parafuso inserido no bloco ósseo para a realização dos testes de tração (BACKER; LONDON; O'NEAL, 1999; BOYLE et al. 1993; CHRISTENSEN et al., 2000; KIDO et al. 1997;

MORAIS et al. 2007: WILMES et al. 2006). Esta metodologia empregada difere dos estudos de Huja et al. (2005, 2006), nos quais foram inseridos mini-parafusos em locais anatômicos como a porção anterior da maxila e da mandíbula e no palato que apresentam, de acordo com os estudos de Ohmae et al. (2001) e Wang et al. (2008), dimensões não compatíveis com os mini-parafusos utilizados.

Os trabalhos de Asscherickx et al. (2005), Cheng et al. (2007), Freire et al. (2007) e Miyawaki et al. (2003) descrevem os principais fatores associados à perda dos mini-parafusos: técnica de inserção; localização anatômica da inserção associada à espessura da cortical e densidade óssea; características do tecido mole – gengiva livre / inserida; diâmetro do mini-parafuso menor que 1mm; proximidade do mini-parafuso com as raízes dentárias; higiene oral deficiente e tipo facial. Sendo assim, antes do início do experimento realizamos um estudo anatômico com cadáver de cão mestiço adulto e observamos que os espaços para inserção segura dos mini- parafusos na maxila e na mandíbula seriam limitados. Decidimos então pela remoção dos pré-molares superiores e inferiores dos cães da amostra para obtenção de uma superfície óssea mínima de 40 mm (Figura 4.3). Um período de cicatrização de 3 meses foi respeitado para que ocorresse a remodelação completa do alvéolo (ROBERTS et al. 1987; SAITO et al. 2000). O estudo anatômico de Wang et al. (2008) em cães da raça Beagle descreveu os locais no osso mandibular para a inserção de mini-parafusos com diâmetro de 1,2 mm. Determinou as zonas seguras, com larguras maiores que 3,2 mm e as relativamente seguras larguras entre 3,2 e 2,2 mm. Foi observado ainda que estes animais apresentam um vestíbulo bucal pouco profundo e canal do nervo mandibular amplo, fazendo com que as zonas de inserção seguras fiquem

localizadas na região compreendida abaixo do sulco vestibular e onde termina a faixa de gengiva inserida.

Em nosso estudo, realizado também em cães da raça Beagle, após as exodontias dos pré-molares superiores e inferiores, houve uma redução na dimensão vertical do alvéolo decorrente do processo de remodelação óssea. Observamos também que durante a sutura do tecido gengival a gengiva inserida foi deslocada para a superfície oclusal do rebordo alveolar e este fator foi determinante para a inserção dos mini-parafusos de forma vertical sobre o rebordo alveolar.

Os estudos de Freire et al. (2007); Huja et al. (2005; 2006); Kim, Ahn e Chang (2005) e Wu et al. (2008) em cães da raça Beagle relatam insucesso de mini- parafusos inseridos perpendicularmente no alvéolo na região posterior da maxila e mandíbula, decorrente do processo inflamatório do tecido gengival e da proximidade com às raízes dos pré-molares e molares. Considerando as experiências desses autores, as modificações executadas no processo de inserção dos mini-parafusos no presente estudo, foram decorrentes das limitações anatômicas encontradas no início do projeto e que foram posteriormente descritas por Wang et al. (2008). Ao observarmos a taxa de sucesso em nosso estudo (100%), comprovamos que a inserção vertical sobre o alvéolo foi efetiva e as condutas adotadas em relação à modificação da dieta que reduziram a ação das forças mastigatórias, juntamente com o controle da higiene oral instituída após a inserção dos mini-parafusos, contribuíram para a obtenção destes resultados.

Os segmentos ósseos contendo os mini-parafusos foram imediatamente dissecados após a eutanásia, e os corpos de prova não foram submetidos ao processo de estocagem descritos nos estudos de Huja et al. (2005; 2006) e Salmória et al. (2008).

Ainda no intuito de definir outros aspectos da metodologia, realizamos inicialmente um estudo piloto em osso bovino, a partir do qual desenvolvemos um sistema confiável para realizar o ensaio de tração. A garra e o sistema de suporte do corpo de prova apresentavam alinhamento perfeito com a máquina de ensaios. Nos estudos de Huja et al. (2005; 2006); Salmória et al. (2008) e Wu et al. (2008) foi descrito que durante a inserção do corpo de prova em resina acrílica, o osso foi exposto ao calor gerado pela reação de polimerização da resina. Em nosso estudo piloto observamos que durante a fase de polimerização da resina, mesmo sob refrigeração, ocorria liberação de líquido / exsudato do bloco ósseo. Além disso, nossos testes demonstraram que ocorria deslocamento do bloco ósseo durante o ensaio de tração quando este não estava completamente recoberto pela resina acrílica. Os estudos de Huja et al. (2005; 2006); Salmória et al. (2008) e Wu et al. (2008) sugeriram também que a camada de resina que recobre o corpo de prova poderia interferir na adaptação da garra e consequentemente nos resultados dos testes. Essas observações foram comprovadas

em nosso estudo piloto, onde verificamos a impossibilidade de se estabelecer uma união estável entre a cabeça do mini-parafuso e a garra para suportar as forças de tração, sem a exposição mínima de 1 mm da rosca do mini-parafuso. Por esse motivo, durante o estudo piloto decidimos pela não inclusão dos corpos de prova em resina.

CARACTERÍSTICAS ANATÔMICAS DO LOCAL DE INSERÇÃO E AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DO OSSO CORTICAL E DA DENSIDADE ÓSSEA

Durante todo o período pós-operatório, não foi observado clinicamente nos tecidos moles nenhum sinal flogístico da inflamação, além dos aspectos normais inerentes ao processo de cicatrização. Após a coleta dos segmentos ósseos dos animais, os tecidos moles foram dissecados e a análise macroscópica do tecido ósseo revelou que este tecido se apresentava com características de normalidade em toda a sua extensão. Observamos que alguns mini-parafusos, apesar de terem sido aparentemente totalmente rosqueados, apresentavam exposição de parte da rosca após a remoção dos tecidos moles. Concordando com os achados de Cha et al. (2008), observamos que a espessura do tecido mole é variável o que dificulta em alguns locais a inserção completa da rosca dos mini-parafusos no tecido ósseo. Por essa razão consideramos que a espessura do tecido gengival foi responsável pela exposição parcial da rosca em alguns mini-parafusos do presente trabalho. A partir desta observação houve a necessidade de considerarmos a relação entre a área da superfície externa do mini-parafuso (mm^2) e o comprimento que ficou inserido no tecido ósseo. A superfície externa ativa, obtida pela eliminação da ponta e da cabeça do mini-parafuso, corresponde a 4,4 mm de comprimento. A área total dessa superfície, calculada pelo fabricante, corresponde a 26,89 mm^2. Observamos em nossos resultados que a superfície inserida média para a maxila e mandíbula foi de 24,01 mm^2 (± 6,09 mm^2) e 22,88 mm^2 (± 5,31 mm^2) respectivamente, não apresentando diferença estatisticamente significante (Tabela 5.35). A análise de variância não demonstrou correlação ($p > 0,05$) entre a área da superfície inserida, os períodos de cicatrização (dias 0, 2, 7, 15 e 30) e o local de inserção na maxila/mandíbula (Tabela 5.37). Resultados semelhantes foram obtidos por Huja et al. (2006) durante um período de cicatrização de 6 semanas.

Em nosso estudo podemos observar que, apesar da exposição parcial da rosca, os valores médios do teste de resistência à tração calculados em N/mm^2 (de 8,22 ± 5,04 N/mm^2 para a maxila e de 11,60 ± 5,22N/mm^2 para a mandíbula) representam níveis suficientes para suportar a intensidade das forças ortodônticas. Quando comparado o comportamento mecânico entre os mini-parafusos inseridos na maxila e na mandíbula, a análise de variância demonstrou interação ($p < 0,05$) entre a força de tração (Ncm) / área da superfície inserida (mm^2), períodos de cicatrização (dias 0, 2, 7, 15 e 30) e o local de inserção, onde

foi observado um melhor desempenho biomecânico no osso mandibular (Tabela 5.38). Este fato pode estar relacionado às características anatômicas do osso mandibular, que apresenta maior densidade e maior espessura da cortical óssea (DEGUCHI et al., 2008, CHEN; SHIN; KYUNG, 2008 e WANG et al., 2008).

Apesar de terem sido utilizadas metodologias diferentes (mini-parafusos auto-perfurantes e velocidade do teste de tração de 3 mm/min), de forma semelhante aos nossos resultados, Huja et al. (2006) demonstraram desempenho médio significantemente maior na região posterior da mandíbula no início (387,5 ± 34,8N) e após 6 semanas de cicatrização (389,3 ± 32,5N). Também avaliando a influência do processo de cicatrização na resistência à tração, Salmória et al. (2008), utilizando cães mestiços e mini-parafusos auto-rosqueantes, observaram melhor desempenho médio no dia 0 (331,15 ± 136,15N) seguido pelo dia 15 (242,18 ± 83,71N) e pelo dia 60 (224,95 ± 91,33N). A espessura da cortical próxima aos mini-parafusos era significantemente menor no dia 60 (1,57 ± 0,63mm) do que no dia 15 (2,38 ± 0,43mm) e no dia 0 (2.55 ± 0,29 mm), provavelmente devido ao processo de remodelação óssea. Em outro estudo Huja et al. (2005) avaliaram o valor da ancoragem óssea ao redor de mini-parafusos testados imediatamente após a instalação e observaram maior resistência média à tração na região posterior da mandíbula (388,30 ± 23,1N) que apresentava espessura média do osso cortical de 2,4mm.

Após o término do ensaio de tração tínhamos a pretensão de avaliar a espessura e a densidade do osso cortical e alveolar dos corpos de prova. Entretanto, alguns blocos ósseos, cujas dimensões eram de 4 x 4 mm, apresentavam dilaceração do osso cortical adjacente à posição de inserção dos mini-parafusos. Mesmo assim, os blocos ósseos foram seccionados (utilizando-se um disco diamantado e sob irrigação salina) perpendicularmente através do centro do furo deixado pelo mini-parafuso. As duas secções foram fotografadas digitalmente – Cânon EOS 400D® (figura 4.7a), escaneadas – ScanMaker 8700 Microtek® (figura 4.7c), avaliadas através de um microscópio de luz e posteriormente submetidas à tomografia computadorizada (Tomógrafo Helicoidal Philips Brilliance® - espessura do corte 0,8mm / 120Kv / 300mA (figura 4.8 d). Ao analisarmos as imagens obtidas, concluímos que era impossível determinar de forma fidedigna além de executar repetições os limites entre o osso cortical e alveolar nos corpos de prova com dimensões reduzidas e dilacerações ósseas. Huja et al. (2005; 2006) e Salmória et al. (2008) após os ensaios de tração realizaram avaliações da espessura do osso cortical através de microscopia e paquímetro digital. Os blocos ósseos que tinham sido recobertos por resina acrílica foram recuperados e seccionados para as medições. Os valores de espessura foram coletados das regiões adjacentes ao local de inserção dos mini-parafusos. Os autores relatam a presença de raízes próximas ao local de inserção que foram seccionadas para obtenção do corpo de

prova. Especulamos que essa presença de segmentos de raízes nos corpos de prova poderia interferir no desempenho biomecânico dos mini-parafusos. Em nosso estudo não foi possível reproduzir a metodologia empregada nos ensaios de Huja et al. (2005; 2006) e Salmória et al. (2008).

O estudo desenvolvido por Wilmes et al. (2006) reconstruiu imagens através de um micro-tomógrafo (SkyScan® micro CT 107) de segmentos ósseos para avaliação da espessura da camada de osso cortical. Os autores encontraram uma alta correlação entre a espessura do osso cortical e o torque de inserção. Como conseqüência recomendam que a perfuração piloto seja executada em todas as regiões de alta densidade óssea antes da inserção de mini-parafusos auto- rosqueantes e autoperfurantes.

CARACTERÍSTICAS DA SUPERFÍCIE DOS MINI-PARAFUSOS

Os mini-parafusos utilizados em nosso estudo eram autoperfurantes e apresentavam a superfície das roscas polidas. Acredita-se que a redução da rugosidade superficial pode alterar o volume de contato do implante com o osso. Essa característica é fundamental quando utilizamos dispositivos que devem ser removidos durante ou após o tratamento ortodôntico. Becker, London e O'Neal (1999), em um estudo de 8 semanas de cicatrização óssea em coelhos, investigaram o desempenho biomecânico de implantes que apresentavam superfície lisa e tratada. Descreveram diferenças significantes na resistência à tração entre a 3ª e 8ª semanas entre os grupos. No grupo com superfície polida houve redução nos resultados dos testes na 3ª (33,3 ± 32N), 4ª (24,7 ± 11,5N) e 5ª semanas (29,2 ± 9,3N). O desempenho no grupo com superfície tratada foi crescente, indicando uma forte união entre a superfície e o osso. O estudo de Trisi, Rao e Rebaudi (1999) observou em maxilares humanos que apresentavam baixa densidade óssea, uma redução de 10x no contato entre implante/osso nos cilindros que apresentavam a superfície polida quando comparados àqueles com superfície rugosa. Os estudos de Albrektsson e Hansson (1989) demonstraram a biocompatibilidade dos implantes de titânio. Os autores avaliaram, através de microscopia eletrônica, a interface metal/osso em implantes dentários com superfície de titânio e de aço inoxidável. Visualizaram um contato ósseo direto com a superfície de titânio e a formação de uma camada de tecido conectivo ao redor do implante de aço inoxidável. Kim et al. (2008) avaliaram, em diferentes períodos de cicatrização, o torque de remoção de mini-parafusos (1,8 mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento) que apresentavam a superfície tratada. No grupo de 0 a 3 meses obtiveram um valor médio de 15,1N/cm e no grupo de 3 a 6 meses 23,7N/cm. Os autores sugerem que os mini-parafusos com superfície tratada devem ser removidos dentro de um período máximo de 6 meses após o início da aplicação de forças ortodônticas, para prevenir possíveis complicações. No final do

tratamento ortodôntico é desejável que os mini-parafusos possam ser facilmente removidos sem a necessidade da utilização de trefinas. Dessa forma, a superfície da rosca dos mini-parafusos deve ser polida e não deve ser submetida a tratamentos que possam aumentar a área em contato com o osso. Por esse motivo, a estabilidade primária é crítica e é um fator que determina o sucesso dos mini-parafusos (HUJA et al., 2005). Considerando as observações dos autores acima descritos, uma das características que deveriam possuir os mini- parafusos utilizados no nosso estudo, era justamente ter a superfície polida, embora não tenham sido avaliados os aspectos relacionados com o torque de remoção. Morais et al. (2007) descrevem que o titânio comercialmente puro é amplamente utilizado na fabricação de implantes devido às suas propriedades mecânicas e excelente biocompatibilidade, porém, apresenta maior fadiga que as ligas de titânio. A utilização da liga Ti-6Al-4V na confecção dos mini-parafusos poderia suprir essas deficiências. A resistência à corrosão dos mini-parafusos diminui quando uma liga de metal é utilizada favorecendo a liberação de íons, que poderiam estar associados a processos alérgicos cutâneos, falhas clínicas, citotoxidade, hipersensibilidade, lesões renais e carcinogênese. O trabalho de Latysh et al. (2004) demonstra que uma pequena porcentagem de átomos de alumínio e vanádio contidos na liga (Ti-6Al-4V) são potencialmente tóxicos devido à corrosão que os implantes sofrem pela ação dos fluidos do corpo humano. Heinemann, Fichtl e Vogt (2003) identificam o cobalto (Co-Cr), o níquel (aço inoxidável-Ni-Cr) e o vanádio na liga Ti-6Al-4V como sendo os componentes nocivos das ligas. Morais et al. (2007) avaliaram, através da espectrometria de absorção atômica, a presença de íons vanádio livres nos tecidos do fígado, pulmão e rim coletados de 18 coelhos, nos grupos controle,1 semana, 4 semanas, e 12 semanas. Os resultados demonstraram que a quantidade de vanádio detectada nos órgãos biopsiados não apresentou níveis tóxicos nesse modelo de estudo, mesmo na quarta semana quando a concentração máxima foi observada.

Ao avaliarmos o estudo de Morais et al. (2007), que implantaram 2 mini- parafusos na tíbia de coelhos, especulamos que a resposta em humanos poderia ser semelhante, levando-se em consideração as proporções corpóreas.

DESENHO DO MINI-PARAFUSO - CORPO, ROSCA E COLO

As modificações no formato do corpo, cilíndrico ou cônico, estão relacionadas com a perspectiva de aumento no desempenho biomecânico. Os mini-parafusos que apresentam a forma cônica geralmente são auto-perfurantes e apresentam variações no diâmetro interno e externo (roscas). Os mini-parafusos utilizados em nosso experimento foram do tipo auto-rosqueante e caracterizados pela presença de um sulco no corpo que serve de depósito para os fragmentos ósseos que são cortados pela rosca durante a sua inserção.

Wu et al. (2008) demonstraram em um estudo da cicatrização óssea, a porcentagem de contato ósseo/mini-pararfuso para o grupo auto-perfurante em 2 (42,11%), 4 (57,20%) e 8 semanas (70,34%) e para o grupo auto-rosqueante em 2 (30,57%), 4 (40,21%) e em 8 semanas (58,94%). Comparando os resultados observaram que a quantidade de osso em contato com os mini-parafusos após o período de 2 e 4 semanas no grupo autoperfurante era significantemente maior do que no grupo auto-rosqueante. Após 8 semanas a quantidade de osso adjacente aos mini-parafusos era semelhante. O estudo indica que os mini-parafusos autoperfurantes podem fornecer, na fase inicial de cicatrização óssea, uma ancoragem mais estável que os auto-rosqueantes, porém após 8 semanas de cicatrização o desempenho é semelhante.

Lim, Cha e Hwang (2008) observaram que o torque de inserção aumenta rapidamente na porção incompleta da rosca dos mini-parafusos com formato cilíndrico e na região angulada do colo dos mini-parafusos cônicos. O motivo estaria relacionado ao diâmetro externo dos mini-parafusos cilíndricos que permanece constante, enquanto essa porção incompleta da rosca é mais ampla. A estrutura dos mini-parafusos cônicos é formada por um diâmetro interno e outro externo que aumenta gradualmente, e uma porção final angulada que permanece em contato com o tecido mole.

O desenho do colo do mini-parafuso é importante, porque deve favorecer a adaptação apropriada do tecido gengival para não interferir com os processos de cicatrização, e para que no período posterior não favoreça processos inflamatórios. No nosso estudo, foi observado, na avaliação macroscópica, perfeita adaptação dos tecidos moles nessa área e gengiva completamente hígida, demonstrando que o desenho do colo do mini-parafuso escolhido para o nosso experimento é apropriado.

INFLUÊNCIA DO DIÂMETRO E COMPRIMENTO DOS MINI-PARAFUSOS

Os fabricantes disponibilizam inúmeras variações não só no desenho da cabeça, corpo, superfície e rosca dos mini-parafusos, como também no seu diâmetro e comprimento. Porém, o ortodontista deve ter o discernimento para escolher o mini- parafuso que supra as necessidades da mecânica ortodôntica e adapte-se às condições específicas da anatomia de cada paciente. Os estudos de Asscherickx et al. (2005), Chen et al. (2008) e Wang et al. (2007) demonstraram que as dimensões dos mini-parafusos devem ser adequadas aos espaços interproximais. Alertando que há aumento no torque de inserção quando havia contato da rosca dos mini-parausos com as raízes dos dentes, Chen et al. (2008) encontraram um aumento significante de insucessos quando os mini-parafusos estavam inseridos dentro do ligamento periodontal ou em contato com as raízes dentárias.

Erros de posicionamento durante a perfuração / inserção podem acarretar complicações indesejadas, ocasionando dor e eventualmente danos às raízes atingidas (CHEN et al., 2003). Para monitorar esse fato, em um estudo histológico em cães Asscherickx et al. (2005) descreveram a seqüência de acontecimentos quando as raízes são atingidas acidentalmente por mini-parafusos durante a inserção. Após um período de 12 meses há um reparo quase completo da estrutura do ligamento periodontal (cemento, ligamento periodontal e osso). Apesar de ocorrer a cicatrização, sugerimos que a avaliação da disponibilidade de espaço ósseo, compatível com as dimensões dos mini-parafusos, seja executada previamente através de exame com radiografias periapicais, utilizando-se a técnica do paralelismo. Por outro lado, LIOU et al. (2004) demonstraram que alguns mini-parafusos submetidos a forças ortodônticas podem apresentar um pequeno deslocamento. Os autores recomendam que um espaço de 2 mm, entre o mini- parafuso e as raízes deve estar presente como margem de segurança. Desta forma, podemos especular que diâmetros entre 1,4 e 1,8 mm apresentariam maior possibilidade de utilização clínica.

COSTA et al. (2005) avaliaram a espessura do tecido mole e duro de uma amostra de 20 pacientes e concluíram que mini-parafusos com comprimentos entre 4 e 6 mm poderiam ser inseridos de forma segura na maioria das regiões. Porém, variações anatômicas de espessura óssea/tecido mole devem ser identificadas e há necessidade de individualização das dimensões dos mini-parafusos.

A decisão de utilizarmos em nosso estudo mini-parafusos com dimensão de 6 mm de comprimento, estava relacionada as aspectos anatômicos faciais humanos e seus limites como: a dimensão vestíbulo lingual do alvéolo; extensão do seio maxilar; presença de dilacerações radiculares; forames e canal do nervo mandibular; espessura do tecido gengival e a presença de inserções fibrosas. A maioria dos mini-parafusos produzidos comercialmente apresenta comprimento entre 4 e 12 mm, entretanto algumas marcas também disponibilizam comprimentos de 14, 17 e 21mm (LIOU et al. 2004; MAINO et al. 2005; PAPADOPOULOS et al. 2007). Realizamos este estudo com mini-parafusos de 6 mm de comprimento, pois consideramos serem apropriados para aplicação clínica. Dispositivos com maior comprimento poderiam atingir estruturas anatômicas como o seio maxilar, nervos, vasos, raízes ou ficarem inseridos bicorticalmente. O estudo de MIYAWAKI et al. (2003) observou que o comprimento dos mini-parafusos, quando estes eram maiores que 5mm, porém encontraram associação entre espessura e estabilidade.

Park et al. (2003) afirmaram que a redução nos diâmetros dos mini-parafusos pode resultar em fraturas durante os procedimentos de inserção e remoção principalmente quando há um contato amplo entre osso/implante. Kim et al. (2005) observaram que quanto menor o diâmetro dos mini-parafusos menor será o valor do torque de remoção. Isto é

explicado pelo fato que o torque de remoção é proporcional ao quadrado do raio do parafuso. Ueda et al. (1991) descreveram que a utilização de mini-parafusos com maior diâmetro, com intuito de aumentar o contato entre osso / metal, poderia ocasionar micro-fraturas no osso adjacente às roscas e obstruir a circulação local. Este fato também poderia induzir a necrose óssea diminuindo a superfície de contato com o mini-parafuso. Miyawaki et al. (2003) obteve resultados desastrosos quando utilizou mini-parafusos que apresentavam 1mm de diâmetro e recomendou que estes dispositivos não deveriam serem utilizados clinicamente. Outros autores (CHADDAD et al. 2008; KURODA et al., 2007; MIYAWAKI et al., 2003; PARK; JEONG; KWON, 2006) observaram, em mini- parafusos que apresentavam diâmetros de 1,2; 1,3 e 1,5 mm, taxa de sucesso similar ou superior àqueles com 1,6 mm de diâmetro. Miyawaki et al. (2003) e Lim et al. (2003) descreveram que diâmetro do mini-parafuso apresentava relação direta com a taxa de sucesso, porém Park, Jeong e Kwon (2006) não encontraram esta correlação. Como o nosso estudo manteve-se confinado em uma amostra de mini- parafusos com diâmetro de 1,6 mm, nos não poderíamos relacionar a taxa de sucesso com o diâmetro. Também não podemos realizar comparações diretas com outros estudos pelo fato de apresentarem diferentes metodologias com mini- parafusos de diferentes dimensões e métodos de inserção.

ÍNDICE DE SUCESSO DOS MINI-PARAFUSOS

O período de cicatrização deste experimento (dia 0, dia 2, dia 7, dia 15 e dia 30) foi conduzido com o interesse de estabelecer condutas clínicas a partir da determinação da capacidade de retenção mecânica dos mini-parafusos. Na literatura foi observado que os mini-parafusos são mais vulneráveis a falhas durante o estágio inicial do processo de cicatrização, provavelmente devido ao contato com osso imaturo. A presente hipótese foi baseada em estudos histológicos prévios que descrevem que o aumento na atividade do processo de remodelação óssea, na interface entre o mini-parafuso e osso (DEGUCHI et al., 2003; GARETTO et al., 1995), poderiam impedir a mineralização completa do osso. Huja et al. (2006) descreve que esta resposta biológica, durante o período de 6 semanas de cicatrização, não resultou em diminuição da intensidade da força de tração a um nível que impediria a sua utilização clínica. O autor também observou que a ausência de resposta biológica no dia da inserção é a diferença experimental mais significante quando comparado com o período de 6 semanas de cicatrização. No dia da inserção a estabilidade primária é determinada pela capacidade de retenção do osso e pelo desenho do mini-parafuso. Na literatura (BÜCHTER et al., 2005; CHENG et al., 2004; KIM et al., 2005; MIYAWAKI et al., 2003), há descrição de insucessos / falhas dos mini-parafusos durante o processo de cicatrização. Em nosso estudo, a rígida padronização dos procedimentos utilizados:

5 animais da mesma raça e gênero; esqueleticamente adultos; com pesos semelhantes; remoção dos pré- molares 90 dias antes da instalação dos mini-parafusos; inserção perpendicular ao osso alveolar e em área de gengiva inserida; inserção e remoção dos mini-parafusos pelo mesmo operador; controle da higiene bucal pré e pós operatória com gluconato de clorexidina 0,2%; modificação na dieta pós cirúrgica, foram determinantes para a taxa de 100% (60 mini-parafusos) de sobrevivência durante o experimento. Este desempenho nos deixa satisfeitos porque valoriza, de forma muito importante, o nosso estudo. Outro fator importante a destacar está relacionado com a indicação e obtenção de resultados confiáveis. Kido et al. (1997) e Schwimmer at al. (1994) relataram que a estabilidade primária e a taxa de sucesso dos mini-parafusos é influenciada pela qualidade e quantidade do osso presente no local de inserção. Park et al. (2008) descreveram como de origem multifatorial os fatores relacionados com o índice de sucesso dos implantes e mini-parafusos. Afirmam que o índice de sucesso é influenciado pela qualidade do osso no local de inserção, e que devemos sempre considerar no planejamento a densidade do osso cortical e alveolar. Park et al. (2003) afirmaram que a redução nas dimensões dos mini-parafusos pode resultar em fraturas durante os procedimentos de inserção e remoção principalmente quando ocorre osseointegração. Kim et al. (2005) observaram que mini-parafusos que apresentam diâmetro pequeno (espessura) necessitam de menor torque para serem removidos. Isto é explicado pelo fato que o torque de remoção é proporcional ao quadrado do raio do parafuso. Miyawaki et al. (2003) descreveram a relação entre a variação do diâmetro dos mini-parafusos e o índice de insucessos. Em humanos, eles obtiveram 100% de insucesso quando utilizaram mini-parafusos com 1 mm de diâmetro. Ueda et al. (1991) descreveram que a utilização de mini-parafusos com maior diâmetro, com intuito de aumentar o contato entre osso / metal, poderia ocasionar micro-fraturas no osso adjacente às roscas e obstruir a circulação local. Este fato também poderia induzir a necrose óssea diminuindo a superfície de contato com o mini-parafuso. Büchter et al. (2005) realizaram um estudo em mandíbula de mini-porcos utilizando mini-parafusos (10mm de comprimento e 1,1mm e 1,6mm de diâmetro) e observaram fraturas durante o processo de inserção e durante o teste de torque de remoção após 22 dias de cicatrização. Chen et al. (2008) obtiveram uma taxa de sucesso de 93% para o grupo de mini-parafusos auto-rosqueantes e de 86% para os parafusos auto-perfurantes. De acordo com os autores, estabilidade inicial deficiente associada à carga imediata e cicatrização em meio bucal podem ter contribuído para perda dos mini-parafusos. Heidemann et al. (2001) obtiveram 100% de sucesso nos grupos estudados onde o processo de cicatrização foi de forma fechada e sem carga. Kim et al. (2005) avaliaram, em cães, o desempenho de mini- parafusos auto-perfurantes e auto-rosqueantes com aplicação de força de 200 a 300 Ncm. Após uma semana de cicatrização

a taxa de sucesso foi de 93,75% e 87,5%, respectivamente. Huja et al. (2006) observou, em seu estudo, que a maioria das falhas ocorreram na região anterior da maxila e mandíbula. Através da avaliação histológica foi possível observar a presença de tecido fibroso ao redor destes mini- parafusos. Os autores concluíram que as falhas estavam associadas ao pequeno volume ósseo e à proximidade das raízes dos incisivos. Outros fatores além da espessura da cortical e o processo de cicatrização podem ser responsáveis pelo alto índice de insucesso. Park (2003); Park, Jeoong e Kwon (2006) especularam que as altas taxas de insucesso na região posterior da mandíbula estavam associadas à mobilidade da mucosa oral, irritação causada pela alimentação e calor excessivo gerado durante a perfuração piloto e inserção do mini-parafuso. Os autores afirmam que há possibilidade de aquecimento excessivo devido à espessura da cortical e à alta densidade óssea na região posterior da mandíbula. Eriksson e Albrektsson (1983) demonstraram que o calor de até 47º, gerado durante o preparo e inserção de implantes, poderia causar necrose óssea e efeitos adversos sobre o processo de cicatrização e índice de sucesso. O calor gerado durante o processo de preparo e inserção dos mini-parafusos pode ser controlado com irrigação abundante de solução salina, controle da aplicação de força sobre o osso, velocidade da rotação do motor e do mini-parafusos durante a inserção e utilização de brocas novas. Em nosso experimento estes procedimentos clínicos foram rigorozamente obedecidos e resultaram em alto índice de sucesso dos mini-parafusos.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após ter realizado o presente estudo, que nos permitiu obter uma valiosa experiência em pesquisa, ficamos motivados para dar seqüência à linha de pesquisa que idealizamos inicialmente. Embora nesse experimento tenhamos avaliado o desempenho biomecânico de 60 mini-parafusos, inserimos no total 4 por quadrante totalizando 80 mini-parafusos. Outro pesquisador de nossa equipe, utilizando os 20 mini-parafusos coletados de forma aleatória, está desenvolvendo uma avaliação histológica e histomorfométrica. Essas informações permitirão visualizar a relação dos tecidos moles e duros com toda a extensão da superfície do mini-parafuso, durante os diferentes tempos de cicatrização, correspondentes aos mesmos que nós avaliamos neste estudo. A importância de poder correlacionar esses dados é justificada no fato de que, muito embora os resultados no nosso estudo tenham demonstrado valores elevados da resistência à tração, suficientes para suportar forças ortodônticas, a nossa pretensão é tentar esclarecer de que forma os processos de cicatrização são influenciados frente à aplicação de carga. Na literatura, alguns autores (MEYER et al., 2004) observaram que a carga biomecânica sobre o osso, associada ao protocolo de ativação, apresenta um grande impacto sobre a cicatrização óssea na região adjacente ao mini-parafuso. Os estudos de Costa, Melsen e Raffaini (1998); Melsen, Petersen e Costa (1998) demonstram histologicamente que não há um contato uniforme entre a superfície do implante e o osso, devido à interposição de tecido fibroso, quando são aplicadas forças prematuramente. A presença de uma quantidade de tecido fibroso poderia ser favorável para os mini-parafusos utilizados como ancoragem temporária, pois facilitaria a sua remoção após o término do tratamento ortodôntico. Entretanto, a interposição excessiva de tecido fibroso pode diminuir a estabilidade do mini-parafusos levando a falha. Por outro lado, Deguchi et al (2003) demonstraram que os mini-parafusos podem suportar forças ortodônticas mesmo quando estiverem circundados por osso imaturo após um período de 3 semanas de cicatrização. A investigação de Morais et al. (2007) indicou que os mini-parafusos submetidos à carga imediata e o grupo controle, sem carga, obtiveram valores de fixação apropriados para serem utilizados como ancoragem em ortodontia. Nesse caso, ficaria evidente então que a estabilidade primária e a taxa de sucesso dos mini- parafusos são influenciadas pela qualidade e quantidade do osso presente no local de inserção (SCHWIMMER at al., 1994; KIDO et al., 1997). Portanto, a avaliação dos fatores analisados no nosso estudo são fundamentais.

Finalmente, destacamos que é importante observar que a extrapolação direta dos resultados dos estudos em animais para humanos deve ser feita com cautela, pois há diferenças nos aspectos anatômicos e metabólicos. O modelo utilizado nos permitiu obter

uma estimativa do potencial de ancoragem gerada pelo osso que está em contato com a rosca dos mini-parafusos. Desta forma, estudos dos diferentes aspectos biológicos e mecânicos que envolvem a utilização de mini-parafusos para ancoragem temporária em ortodontia são fundamentais para entendermos os fatores que podem determinar o sucesso ou insucesso desses dispositivos.

CONCLUSÕES

– Foram observados níveis excelentes de resistência à tração dos mini- parafusos, em todos os períodos de cicatrização avaliados, porém, caracterizando diferentemente a maxila e a mandíbula;

– A intensidade da força de resistência a tração (Ncm) em relação à quantidade de superfície inserida do mini-parafuso (mm^2) foi significativamente maior na mandíbula do que na maxila;

– O excelente desempenho biomecânico demonstrado, associado à ausência de diferenças nos períodos de cicatrização, sugere que os mini-parafusos podem suportar carga imediata.

REFERÊNCIAS

ASTM International - Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone- F 543/07 Annex A3 – www.astm.org

Asscherickx K, Vande VB, Wehrbein H, Sabzevar MM. Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. Eur J Orthod. 2008;30(4):330-5.

Backer D, London RM, O'Neal R. Rate of pull-out Strength of dual-etched titanium implants: A comparative study in rabbits. Int. J. Oral Maxillofac Implants 1999; 14 (5): 722-28.

Boyle LJM III, Frost DE, Foley MWL, Grady JJ. Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and "emergency" screws. J Oral Maxillofac Surg 1993; 51(1): 45-50.

Bussab, W. O., Morettin, P.A. Estatística Básica. 5ª ed. São Paulo: Saraiva; 2006.

Büchter A,Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic Anchorage. Clin Oral Impl Res 2005;(16):473-79.

Cha BK, Lee YH, Lee NK, Choi DS, Baek SH. Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. Angle Orthodontist 2008;78(3):403-8.

Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. Angle Orthod 2008;78(1):107-13.

Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. J Biomech Engineering 1996;(118):391-98.

Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EH, Yao CC. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems.Clin Oral Implants Res. 2007;18(6):768-75

Chen Y, Shin H, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self- drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. Am J Orthod Dent Orthop 2008;133(1):44-50.

Chen YH, Chang HH, Chen YL, Lee D, Chiang HH, Yao CCJ. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. Clin Oral Implan Res2008;(19):99-106.

Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(1):100-6.

Cheng HC, Yen E, Chen LS, Lee SY. The analysis of failure cases using ORTHOANCHOR K1 mini-implant system as orthodontic anchorage. J Dent Res 2003; (82):(special issue B-214):1624.

Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bünger C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. Eur Spine J 2000;(9):97-103.

Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as arthodontic anchorage: A preliminary report: Int J Adult Orthod Orthognath Surg 1998;13 (3): 201-9.

Costa A, Dalstra M, Melsen B. L'Arthus anchorage system. Ortognatodonzia Italiana 2000;(9): 487-96.

Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary Anchorage devices Sem Orthod 2005;11(1):10-15.

Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use small titanium screws for orthodontic anchorage. J Dent Res 2003;82(5):377-81.

Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Yabuuchi T, Ando R, Roberts WE, Garetto LP. Histomorphometric evaluation of alveolar bone turnover between the maxilla and the mandible during experimental tooth movement in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133(6):889-97.

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent 1983;(50):101-7.

Freire JNO, Silva, NRFA,Gil JN, Magini R. Coelho PG. Hitomorphologic and histomorphometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic Anchorage Am J Orthod Dentof Orthop 2007;131(6):704.e1-704e9.

Garetto LP, Chen J, Roberts EW. Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: A hitomorphometric comparison in four species including humans. Implant Dent 1995;4(4):235-43.

Gray JB, Smith R. Transitional implants for orthodontic anchorage. J Clin Orthod 2000;(34):659-66.

Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentof Orthop 1983;(83):311-17.

Heinemann G, Fichtl B, Vogt W. Pharmacokinetics of vanadium in humans after intravenous administration of vanadium containing albumin solution. Br J Clin Pharmacol 2003;(55:241-5.

Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self tapping screws. J Craniomaxillofac Surg 2001;(29):69-74.

Huja SS, Fernandez SA, Hill KH, Li Y. Remodeling dynamics in the alveolar process in skeletally mature dogs. Anat Rec Part A 2006; (288A):1243-49.

Huja SS, Katona TR, Burr DB, Garetto LP, Roberts WE. Microdamage adjacent to endosseous implants. Bone 1999;25(2):217-22.

Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. Am J Orthod Dentof Orthop 2005;127(3):307-13.

Huja SS, Rao J, Struckoff JA, Beck FM, Litsky AS. Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion. J Oral Implantology 2006;32(3):110-16.

Jolley TH, Chung C. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. J Clin Orthod 2007;41(6):326-28.

Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod1997;11(11):763-7.

Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. J Oral Implantology 1997;(23):163-9.

Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill- free screw as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;128(2):190-4.

Kim SH, Cho JH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Removal torque values of surface- treated mini-implants after loading. Am J Orthod Dentof Orthop 2008;134(1):36-43.

Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131(4 Suppl):S68-73.

Lattysh V, Krallics G, Alexandrov I, Fodor A. Application of bulk nanostructured materials in medicine. Curr Appl. Phys 2006;(6):262-6.

Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. Angle Orthodontist 2008;(78):234-40.

Lin JC, Liou EJW, Liaw JL. The survey and evaluation for the implant-assisted orthodontics. J Taiwan Orthod Assoc 2001;(13):14-21.

Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;126(1):42-7.

Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screws anchorage system. Sem Orthod 2005;(11):40-6.

Melsen B, Lang N. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. Clin Oral Impl Res 2001;(12):144-52.

Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. Clin Orthod. 1998;32(3):154-8.

Melsen, B, Verna, C. A rational approach to orthodontic anchorage. Prog Orthod 1999; (1)10-22.

Melsen, B, Verna, C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system.Seminars in Orthodontics 2005;11(1):24-31.

Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Stratmann U, Wiesmann HP. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. Biomaterials 2004;(25):1959-67.

Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Yamamoto TT. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for arthodontic Anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;124(4):373-78.

Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade LR, Palermo EFA, Elias CN, Meyers M. Titanium alloy mini-implants for orthodontic Anchorage: Immediate loading and metal release. Acta Biomaterialia 2007;(3):331-39.

Neter J, Kutner MH, Nachtshein,CS, Wasserman W. Applied Linear Statistical Models. 4ª ed. Boston: IE-Mcgraw-Hill ;1996.

Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki K, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini- implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. Am J Orthod Dentof acial Orthop 2001;119(5):489-97.

Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrews implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. Am J Orthod Dentof Orthop 2007;103(5):e6-e15.

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Simultaneous incisor retraction and distal molar movement with microimplant anchorage.World J Orthod 2004;5(2):1-8.

Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. Angle Orthodontist 2004;74(5):703-10.

Park, HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:18-25.

Park, HS, Lee, Y, Kwon T. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. Am J Orthod Dentof Orthop 2008;133(1):30-7.

Park, HS Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. Korean J Orthod 2003;33:151-6.

Proffit W. Mechanical principles in orthodontic force control. In: ProffitW, Fields HW, editors. Contemporary orthodontics. 2nd ed. St Louis: Mosby; 1993. p.289-315.

Roberts WE. Bone physiology of tooth movement, ankylosis, and osseointegration. Semin Orthod 2000;(6):173-82.

Roberts, WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endossous implant for orthodontic and orthopedic anchorage. Angle Orthod 1989;(59):247-56.

Roberts, WE, Marshall, KJ, Mozsary, PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to close an atrophic extraction site. Angle Orthod 1990;60(2):135- 152.

Roberts EW, Turley PK, Brezniak N, Fields PJ. Bone physiology and metabolism. J Calif Dent Assoc 1987;15(10):54-61.

Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, Yamasaki K, Shiba A, Yamada S, Shibasaki Y. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. Am J Orthod Dentof Orthop 2000;118(6):601-7.

Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo E,Souza LT, Marou H, Insertional torque and pull-out strength of mini-implants in mandible of dogs. Am J Orthod Dentof Orthop2008;113(6):790. e15-790e.21.

Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A.The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1994;52(1):45-8.

Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini- screws in relation to artificial cortical bone thickness. Angle Orthodontist 2007;77(6):979-85.

Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. Int J Oral Maxillofac Implants.
1999;14(5):689-98.

Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellström A. Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(4):442-7.

Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Patil S. Treatment effects osf mini-implants for en- masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion patients: A randomized controlled trial. Am J Orthod Dentof Orthop 2008;134(1):18-29.

Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop 2006;3:162-74.

Wang Y, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. Am J Orthod Dentof Orthop 2008;113(1):38-43.

Wang Z, Li Y, Deng F, Song J, Zhao Z. A quantitative anatomical study on posterior mandibular interradicular safe zones for miniscrew implantation in the beagle. Ann Anat 2008; 190:252-57.

Wehrbein H, Glatzmaier J, Mondwiller U, Diedrich P. The Orthosystem – a new implants system for orthodontic anchorage in the palate. J Orofac Orthop 1996;(57):142-53.

Wu X, Deng F, Wang Z, Zhao Z, Wang J. Biomechanical and histomorphometric analyses of the osseointegration of microscrews with different surgical technique in beagle dogs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. In press Aug.2008.

VILMAR ANTONIO FERRAZZO - Possui graduação em Odontologia pela Universidade Federal de Santa Maria (1989), mestrado em Odontologia (Ortodontia) pela Universidade de São Paulo (1995) e doutorado em Odontologia (Ortodontia) pela Universidade de São Paulo (2008). Atualmente é Professor Associado 4 da Disciplina de Ortodontia da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM). Tem experiência na área de Odontologia, com ênfase em Ortodontia, atuando principalmente nos seguintes temas: ortodontia corretiva, ortodontia, ortodontia preventiva e interceptora,qualidade de vida, tomografia computadorizada, cirurgia ortognática, ancoragem absoluta, mini-placas e miniimplantes.

http://lattes.cnpq.br/0267137255297190

PAULA GUERINO - Graduada em Odontologia pela Universidade Franciscana (UFN), no ano de 2012. Especialista em Ortodontia pela Universidade Franciscana (UFN). Mestre e Doutora em Ciências Odontológicas com Ênfase em Ortodontia pela Universidade Federal de Santa Maria (PPGCO/UFSM). Atua atualmente como Ortodontista na empresa Felicità Odontologia em Faxinal do Soturno/RS e Silveira Martins/RS.

http://lattes.cnpq.br/4288079249947753

CAMILLO MOREA- Formado em Medicina e Cirurgia pela Universidade de Bari-Itália fez residência médica em Odontologia na mesma Univesidade. Atua na área da Odontologia como Cirurgião Dentista com énfase na Periodontia. Terminou o curso de Mestrado em Periodontia e Prótese fixa em Berna-Suíça em 1996 com pesquisa sobre alinhamento de um sensor e de um tubo de raios-X sem conexão rígida entre si. Fez doutorado em Periodontia pela Universidade de São Paulo FOUSP em 2003 pesquisando variações sutis da densidade óssea por meio de avaliação CADIA. Concluiu Pós-Doutorado na área da Ortodontia em 2008 com pesquisa sobre a cicatrização dos tecidos duros e moles ao redor de mini-implantes ortodônticos.

http://lattes.cnpq.br/8763378798007296

ADRIANO BONFIM CARREGARO - Médico Veterinário formado pela FCAV-UNESP, Jaboticabal (1997). Possui Residência em Anestesiologia Veterinária pela FMVZ-UNESP, Botucatu (2000), Mestrado em Medicina Veterinária pela FCAV-UNESP, Jaboticabal (2002), Doutorado em Anestesiologia pela FM-UNESP, Botucatu (2005), Livre-docente em Anestesiologia Veterinária pela FZEA-USP, Pirassununga, 2012 e Pós-doutoramento em Anestesiologia Veterinária pela University of Nottingham - Reino Unido (2018-2019). Realizou estágio na University of Kentucky-USA - Farmacologia Veterinária e Universidad Complutense de Madrid-Espanha - Anestesiologia Veterinária. Atualmente é Professor Associado da Universidade de São Paulo (USP), Campus de Pirassununga e responsável pela área de Anestesiologia Veterinária. É orientador permanente no Programa de Pós-graduação em Biociência Animal (FZEA-USP). Como principais cargos destaca-se Chefe

do Departamento de Clínica de Pequenos Animais da UFSM (2008-2009), Coordenador Substituto do Programa de Pós-graduação em Medicina Veterinária da UFSM (2008-2009), Coordenador do Programa de Pós-graduação em Biociência Animal da FZEA-USP (2013 - 2017), Vice-presidente do Colégio Brasileiro de Anestesiologia Veterinária (2014 - 2016), Presidente do Colégio Brasileiro de Anestesiologia Veterinária (2017 - 2018 / 2019 - 2020). É autor do livro Anestesia e Analgesia em Equídeos, Ruminantes e Suínos - Luna SPL; Carregaro AB. É editor de área do periódico Ciência Rural desde 2009. Especialista em Anestesiologia Veterinária - Diplomado pelo Colégio Brasileiro de Anestesiologia Veterinária.

http://lattes.cnpq.br/5041153897534751

MARIANA MARQUEZAN - Possui graduação em Odontologia pela Universidade Federal de Santa Maria (2005), Aperfeiçoamento em Ortodontia Preventiva e Interceptativa pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (2006), Mestrado em Odontologia (Ortodontia) pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (2009), Mini-residência em DTM pelo Centro de Diagnóstico e Tratamento da ATM (2011) e Doutorado em Odontologia (Ortodontia) pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (2013). Atualmente é Professora Adjunta do Departamento de Estomatologia, do Programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, e Tutora do Programa de Educação Tutorial (PET) Odontologia da UFSM.

http://lattes.cnpq.br/3239936595140832

GLADYS CRISTINA DOMINGUEZ - Possui graduação em Odontologia - "Colegio Odontologico Colombiano" (1981), pós-graduação em Ortodontia/Ortopedia - Universität zu Köln, Colonia, Alemanha (1987); Mestrado em Ortodontia - USP (1996), Doutorado em Ortodontia - USP (1999) e Livre-docência em Ortodontia - USP (2007). Atualmente é Professora Associada do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Universidade de São Paulo (USP) e do curso de Especialização em Ortodontia da FUNDECTO-USP.

http://lattes.cnpq.br/7521436623167474